



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

**MODELADO DE ANEURISMAS
ABDOMINALES MEDIANTE
DINÁMICA DE FLUIDOS
COMPUTACIONAL. ESTIMACIÓN
RÁPIDA DE PARÁMETROS
HEMODINÁMICOS.**

Autor: Hernanz Rodríguez, Guillermo

Tutor: Sierra Pallares, José

Valladolid, Diciembre 2019

Resumen

En este trabajo se pretende explicar de qué manera algunos parámetros geométricos pueden afectar al desarrollo y peligrosidad de un aneurisma de aorta abdominal (AAA). Para ello se plantea una simulación en bloque de un AAA que varía su geometría de forma aleatoria dentro de un intervalo de viabilidad.

A partir de esta simulación (mediante Computational Fluid Dynamics), se construirá un modelo de orden reducido (ROM) que permitirá obtener los parámetros de salida con un mínimo coste computacional.

Palabras Clave: CFD, Aneurisma, ROM, AAA.

Abstract

The aim of this study is to evaluate the influence of some geometric parameters on the development and risk level of an Abodminal Aortic Aneurysm (AAA). In order to achieve this goal, a parametric random group simulation (Computational Fluid Dynamics) is run within the limits of the biological reality of aneurysms.

The results of this simulation will help to build a reduced order model (ROM) capable of extracting output parameters without the need of high computational power.

Key words: CFD, Aneurysm, ROM, AAA.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Índice

Índice de Figuras.....	4
Índice de Ecuaciones.....	4
Resumen.....	1
1. Introducción y objetivos.....	9
1.1. La arteria Aorta Abdominal.	9
1.2. Aneurisma. Tipos y AAA Sacular.....	12
1.3. Repaso histórico de tratamientos.	14
1.4. Estudio hemodinámico mediante CFD.....	16
1.5. Aplicación de CFD en aneurismas, antecedentes.....	17
1.6. Justificación del Trabajo de Fin de Grado. (Temporal).....	18
2. Desarrollo del TFG	19
2.1 Metodología	19
2.1.1 Ecuaciones de transporte	19
2.1.2 Método de resolución y discretización.....	21
2.1.3. Mallado.....	25
2.1.4. Flujo Pulsátil transitorio.....	26
2.1.5. Parámetros de influencia y estudio.....	27
2.2. Casos de estudio	31
2.2.1. Condiciones de contorno.....	31
2.2.2 Mallado.....	34
2.2.2. Validación	36
2.2.3. Geometrías y parametrización.....	45
2.2.4. Diseño y análisis de experimentos	52
2.3. Resultados	56
2.3.1. Regresión: Bondad de ajuste.....	56
2.3.3. Contornos de Presión y velocidad	58
2.3.2. TAWSS y OSI	69
2.3.4. ROM (Reduced Order Model).....	77
2.4. Estudio económico	78
3. Conclusiones.....	81
3.1. Propuestas de futuro	81

Bibliografía.....83

Índice de Figuras

Figura 1 .anatomía de la aorta abdominal (Netter 2018)..... 9

Figura 2. Sección de un vaso sanguíneo. (Richard E Klabunde 2012)..... 10

Figura 3. Localización de un aneurisma.....12

Figura 4. Tipología de los aneurismas14

Figura 5. Técnica de Dubost con prótesis 15

Figura 6. Técnica EVAR 16

Figura 7. Discretización SIMPLE21

Figura 8. Diagrama del proceso de cálculo mediante CFD.....22

Figura 9. Vectores sobre los que el gradiente es definido.....23

Figura 10. Velocidad media en la entrada33

Figura 11. Presión media a la salida 34

Figura 12. Refinado de malla34

Figura 13. Mallado de la entrada al aneurisma 35

Figura 14. Mallado de la transición al aneurisma36

Figura 15. Perfiles de velocidad para $x=0$ metros..... 37

Figura 16. Perfiles de velocidad para $x=0,125$ metros.....38

Figura 17. Perfiles de velocidad para $x=0,250$ metros.....38

Figura 18. Influencia de la presión de salida en el perfil de velocidad para $T=0.72$ segundos 39

Figura 19. Perfiles de velocidad para $x=0,240$ metros.....40

Figura 21. Perfiles de velocidad para $x=0$ metros, sin condición de presión. 41

Figura 22. Perfiles de velocidad para $x=0,125$ metros, sin condición de presión.
41

Figura 23. Perfiles de velocidad para $x=0$ metros, sin condición de presión. 42

Figura 24. Degradación de la condición de entrada sin condición de salida..42

Figura 25. Perfiles de velocidad para distintos radios de aorta43

Figura 26. Modelo para el caso standard44

Figura 27. OSI medio para distintos Le	44
Figura 28. Contornos del OSI para diferentes coeficientes de dilatación (Kruchten 2015).	45
Figura 29. definición de parámetros geométricos.fusiforme.	47
Figura 30. definición de parámetros geométricos. Sacular.....	49
Figura 31. mallado para modelo sacular	51
Figura 32. superficie de respuesta.(E.P.Box y R. Draper 2007).....	55
Figura 33. Regresión no paramétrica.(ANSYS, s. f.)	56
Figura 34. Bondad de ajuste de la regresión no paramétrica	57
Figura 35. fusiforme. Velocidad. T=0 seg	59
Figura 36. fusiforme. Velocidad. T=0,08 seg.....	59
Figura 37. fusiforme. Velocidad. T=0,16 seg.....	59
Figura 38. fusiforme. Velocidad. T=0,24 seg.....	59
Figura 39. fusiforme. Velocidad. T=0,32 seg.....	59
Figura 40. fusiforme. Velocidad. T=0,40 seg.....	59
Figura 41. fusiforme. Velocidad. T=0,48 seg.....	60
Figura 42. fusiforme. Velocidad. T=0,56 seg.....	60
Figura 43. fusiforme. Velocidad. T=0,64 seg.....	60
Figura 44. fusiforme. Velocidad. T=0,72 seg.....	60
Figura 45. sacular. Velocidad. T=0 seg	61
Figura 46. sacular. Velocidad. T=0,08 seg	61
Figura 47. sacular. Velocidad. T=0,16 seg	61
Figura 48. sacular. Velocidad. T=0,24 seg	61
Figura 49. sacular. Velocidad. T=0,32 seg	61
Figura 50. sacular. Velocidad. T=0,40 seg	61
Figura 51. sacular. Velocidad. T=0,48 seg	62
Figura 52. sacular. Velocidad. T=0,56 seg	62
Figura 53. sacular. Velocidad. T=0,64 seg	62
Figura 54. sacular. Velocidad. T=0,72 seg	62
Figura 55. Fusiforme. Corriente. T=0 seg.....	64
Figura 56. Fusiforme. Corriente. T=0,08 seg.....	64
Figura 57. Fusiforme. Corriente. T=0,16 seg.....	64
Figura 58. Fusiforme. Corriente. T=0,24 seg.....	64

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Figura 59. Fusiforme. Corriente. T=0,32 seg.....	64
Figura 60. Fusiforme. Corriente. T=0,40 seg.....	64
Figura 61. Fusiforme. Corriente. T=0,48 seg.....	65
Figura 62. Fusiforme. Corriente. T=0,56 seg.....	65
Figura 63. Fusiforme. Corriente. T=0,64 seg.....	65
Figura 64. Fusiforme. Corriente. T=0,72 seg.....	65
Figura 65. Sacular. Corriente. T=0 seg.....	66
Figura 66. Sacular. Corriente. T=0,08 seg.....	66
Figura 67. Sacular. Corriente. T=0,16 seg.....	66
Figura 68. Sacular. Corriente. T=0,24 seg.....	67
Figura 69. Sacular. Corriente. T=0,32 seg.....	67
Figura 70. Sacular. Corriente. T=0,40 seg.....	67
Figura 71. Sacular. Corriente. T=0,48 seg.....	67
Figura 72. Sacular. Corriente. T=0,56 seg.....	67
Figura 73. Sacular. Corriente. T=0,64 seg.....	67
Figura 74. Sacular. Corriente. T=0,72 seg.....	68
Figura 75. Superficie de respuesta TAWSS Fusiforme.....	70
Figura 76. Correlación esfuerzo fusiforme 1	70
Figura 77. Correlación esfuerzo fusiforme 2	71
Figura 78. Superficie de respuesta TAWSS sacular	72
Figura 79. Correlación esfuerzo sacular 1	72
Figura 80. Correlación esfuerzo sacular 2	73
Figura 81. Superficie de respuesta OSI fusiforme.....	74
Figura 82. Correlación OSI fusiforme 1	74
Figura 83. Correlación OSI fusiforme 2	75
Figura 84. Superficie de respuesta OSI sacular.	75
Figura 85. Correlación OSI sacular 1.....	76
Figura 86. Correlación OSI sacular 2.....	76
Figura 87. resultados obtenidos de la superficie de respuesta	77

Índice de Ecuaciones

Ecuación 1. Ecuación de transporte de reynolds.	19
Ecuación 2. Término fuente	20
Ecuación 3. Término convectivo	20
Ecuación 4. Expresión generalizada de la ecuación general de transporte	20
Ecuación 5. Conservación de masa.....	20
Ecuación 6. Conservación de cantidad de movimiento	20
Ecuación 7. Conservación de la energía	20
Ecuación 8. Cálculo de presión SOU.....	23
Ecuación 9. formulación implícita de primier orden.....	24
Ecuación 10. calidad ortogonal (1).....	25
Ecuación 11. calidad ortogonal (2).....	25
Ecuación 12. Esfuerzo cortante en la pared	29
Ecuación 13. Esfuerzo cortante medio en el tiempo.....	29
Ecuación 14. OSI.....	29
Ecuación 15. Perfil de velocidad de entrada	31
Ecuación 16. Velocidad máxima en función del caudal.....	32

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

1. Introducción y objetivos

En este apartado se pretende dar una idea general de las características de los vasos sanguíneos, del concepto de aneurisma, así como de los tratamientos posibles. Por otra parte, se presentará las investigaciones más influyentes en los últimos años en este ámbito, sirviendo como ejemplo para afianzar conceptos básicos de simulación CFD.

1.1. La arteria Aorta Abdominal.

La arteria Aorta se trata de un vaso sanguíneo de unos 15 a 18 cm de longitud y 15 a 25 mm de diámetro encargado de abastecer de sangre oxigenada del corazón a todos los órganos. Se encuentra centrada en la zona abdominal posterior, y conforma la parte inferior de la aorta descendente (siendo la superior la aorta torácica).

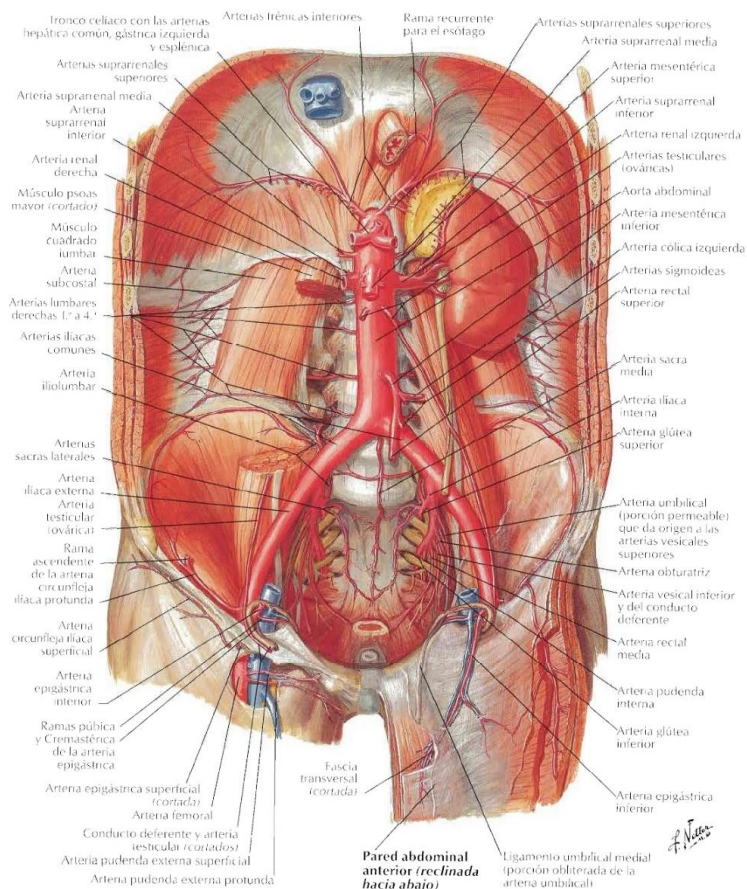


FIGURA 1 .ANATOMÍA DE LA AORTA ABDOMINAL (NETTER 2018)

En cuanto a su estructura, estos vasos sanguíneos de gran tamaño (tanto arterias como venas) están compuestos por tres capas de diferente composición, que resultan claves para comprender la funcionalidad del vaso como un amortiguador del pulso cardiaco.

A continuación, se realizará una ligera descripción las diferentes capas partiendo de la más interna hacia la más externa(Richard E Klabunde 2012):

Íntima: Compuesta de células que permiten el intercambio de nutrientes, está en contacto directo con torrente sanguíneo (en la figura 2 se denomina lumen al espacio “vacío” por el que circula la sangre). Se encuentra separada de la siguiente capa por una lámina de tejido conectivo, en caso de ser vasos muy grandes como la arteria.

Media: Compuesta esencialmente por células musculares lisas, colágeno y elastina. Es muy importante ya que otorga al vaso propiedades mecánicas y la capacidad de adaptarse a distintas situaciones de presión modificando entre otros parámetros la sección de paso.

Adventitia: Separada de la capa anterior por la capa laminar externa, se conforma de colágeno, fibroblastos (encargados de mantener la matriz extracelular), nervios, y una red de vasos que circula de forma paralela al torrente principal, y que sirve de suministro para las diferentes capas (sobre todo células musculares lisas).

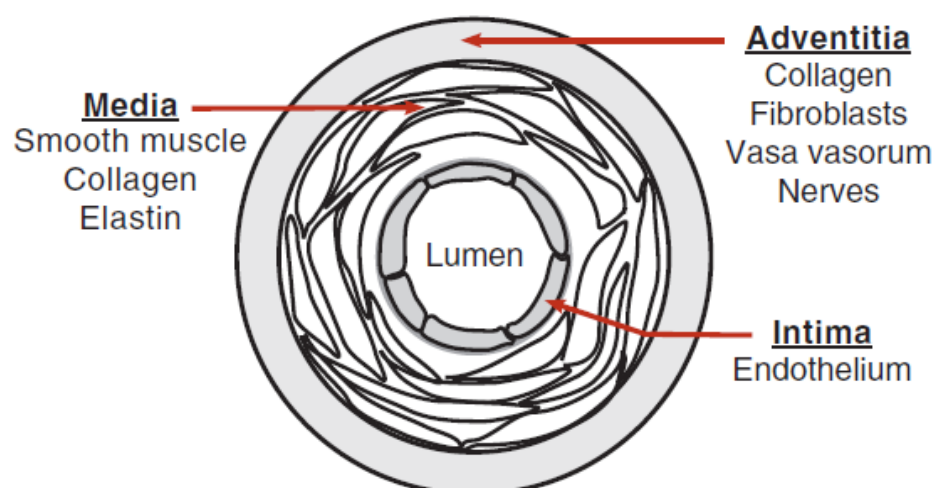


FIGURA 2. SECCIÓN DE UN VASO SANGUÍNEO. (RICHARD E KLABUNDE 2012)

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

En la diferente proporción de los componentes de las diferentes capas, y del tamaño de las mismas, residen las diferencias entre los distintos tipos de vaso. En el caso que nos incumbe, la arteria aorta destaca por su reducida concentración de células musculares lisas frente a una mayor presencia de elastina. Es precisamente esta proporción la que permite a la arteria amortiguar la diferencia de presión del pulso aumentando su sección de paso. Esta característica se ve afectada con la edad, como por otras enfermedades, aumentando la diferencia entre picos de presión, pero no la presión media, que solo depende del pulso cardiaco.(Richard E Klabunde 2012)

<i>Tipo de vaso</i>	<i>Diámetro</i>	<i>Función</i>
<i>Aorta</i>	25	Amortiguamiento de pulso y distribución
<i>Grandes arterias</i>	1.0-10.0	Distribución
<i>Arterias pequeñas</i>	0.2-1.0	Distribución y resistencia
<i>Arteriolas</i>	0.01-0.2	Resistencia (regulación del caudal/presión)
<i>Capilares</i>	0.006-0.010	Intercambio
<i>Vénulas</i>	0.01-0.20	Intercambio y colecta
<i>Venas</i>	0.2-10.0	Capacidad (volumen sanguíneo)
<i>Vena Cava</i>	35	Colecta

En la tabla se exponen tipos de vasos sanguíneos, diámetros y función de una manera orientativa.

Mas adelante se profundizará más en cómo afecta la presión pulsátil a las paredes arteriales, pues resulta básico en el proceso de nacimiento y desarrollo de los aneurismas.

1.2. Aneurisma. Tipos y AAA Sacular.

El aneurisma es un abultamiento local y permanente de la pared vascular (arterial o venosa) de al menos el 50 por ciento del calibre del vaso. Aunque puede aparecer en cualquier vaso, es más común encontrarlo en arterias. Debido a la gravedad de las consecuencias clínicas, entre ellas aparición de coágulos o ruptura hemorrágica, resulta de gran relevancia médica.

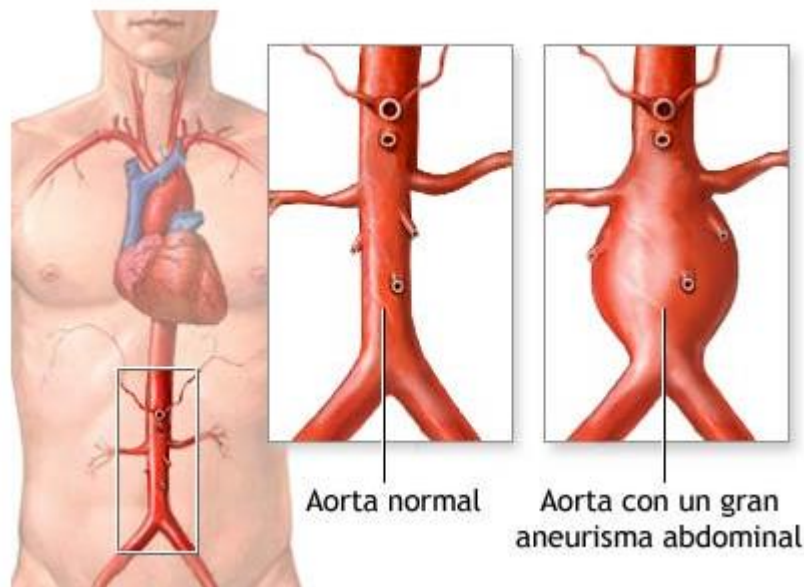


FIGURA 3. LOCALIZACIÓN DE UN ANEURISMA

Se puede realizar una clasificación en base a su ubicación, forma y causa.

Ubicación

Pudiendo aparecer en cualquier vaso sanguíneo (bazo, piernas, riñones ...), destacan los aneurismas cerebrales y aórticos. Los primeros puesto que pasan desapercibidos en su fase de crecimiento, pero al romper tienen consecuencias muy graves, o incluso letales. Los segundos porque son los más comunes y son más fácilmente diagnosticables y tratables.

Forma

Fusiformes: Representan un abombamiento de la pared vascular, es común que parezcan en grandes vasos como la aorta, distorsionan el flujo aguas abajo de la protuberancia.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Saculares: Más comunes en vasos de pequeño calibre, tienden a llenarse de coágulos debido a su forma esférica y por tanto a un mayor tiempo de residencia de la sangre que entra en el aneurisma.

Disecantes: También conocidos como pseudoaneurismas puesto que no conciernen las 3 capas de las paredes vasculares, tienen origen en una disección de la arteria. Este fenómeno consiste en la separación de las capas como consecuencia de un trauma provocado por una operación quirúrgica pasada o un golpe. La sangre comienza a fluir lentamente entre las capas formando coágulos que se acumulan en una formación parecida a un aneurisma, aunque el flujo de sangre no se ve tan alterado como en un aneurisma real, ni evoluciona tan rápidamente.

Causa

La causalidad es muy variada y depende de la forma y ubicación del aneurisma. Así como la sintomatología de un aneurisma cerebral sacular se agudiza en gran medida con la presión, no es tan evidente con los aórticos abdominales (generalmente fusiformes).

En líneas generales, son más propensas a desarrollar un aneurisma las personas con: edad avanzada, hipertensión, exceso de lípidos en sangre, obesidad, diabetes, o fumadoras (MUSC 2019).

Aunque el origen no es del todo evidente, se piensa que puede tener origen en la arterioesclerosis (endurecimiento y rigidización de la pared arterial) y en algunas otras enfermedades relacionadas con el envejecimiento, siendo más críticas en hombres (como la arteritis de células gigantes, que inflama la pared arterial reduciendo la sección de paso).

Los síntomas típicos de un aneurisma dependen en gran medida de su ubicación. Sobre el aneurisma que aquí se trata, suele venir acompañado, cuando alcanza un tamaño considerable, de un dolor prolongado en la zona del pecho y abdomen, así como el área lumbar e incluso la ingle.

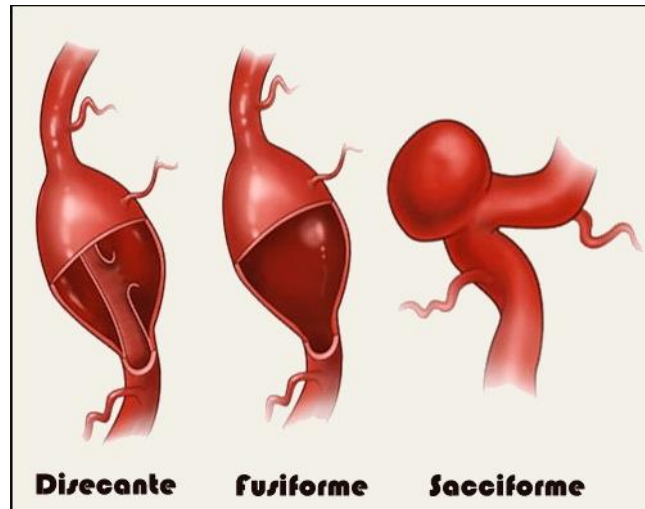


FIGURA 4. TIPOLOGÍA DE LOS ANEURISMAS

1.3. Repaso histórico de tratamientos.

El primer paso para poder comenzar a tratar un aneurisma es localizarlo. Detectar la presencia de los síntomas antes mencionados, se puede recurrir a procedimientos de diagnóstico por imagen como Tomografías Computerizadas, MRI, Ecocardiograma, Arteriografía o Ecografía.

Existen medidas de control y vigilancia como revisiones periódicas del tamaño mediante ultrasonidos, medicación contra la hipertensión o la hiperlipidemia, y la recomendación de adoptar un estilo de vida fuera de riesgo.

En caso de que esto sea insuficiente se recurrirá a la cirugía para prevenir la ruptura del aneurisma. A continuación, se realizará un repaso histórico desde los primeros métodos hasta la actualidad (Schanzer y Messina 2012).

En 1888 se realizó la primera operación abierta uniendo desde dentro del saco las dos ramas del aneurisma. El perfeccionamiento de esta operación le valió el Nobel a Alexis Carrel años más tarde, abriendo camino a las prótesis con nuevos métodos de unión vascular. Dubost terminó por unir estas dos técnicas habilitando la introducción de una bioprótesis que sustituiría al aneurisma, que hasta la fecha solo había sido aislado.

Para realizarla, se debe cortar temporalmente el flujo en la zona a tratar pinzando las ramas de la aorta aguas abajo y aguas arriba. A continuación, se realiza una incisión en el saco y se introduce la prótesis. Por último, se envuelve en saco alrededor de la prótesis y se liberan las pinzas. Desde entonces este tipo de operación abierta no ha sufrido grandes cambios más allá de los propios avances tecnológicos del utillaje.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

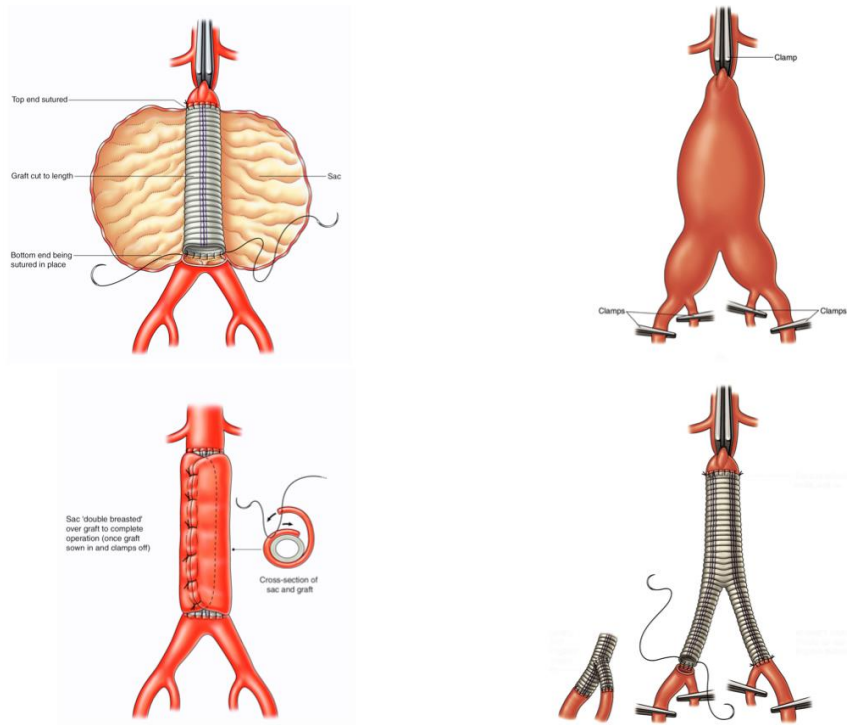


FIGURA 5. TÉCNICA DE DUBOST CON PRÓTESIS

En 1991 Juan Parodi revolucionó el tratamiento con una solución quirúrgica endovascular poco invasiva.

La tecnología permite introducir la prótesis sin necesidad de cortar el torrente a través de catéteres. Estos introducen el stent y lo posicionan para que más tarde se expanda ajustándose a la pared arterial y aislando el aneurisma.

Desde entonces el llamado EVAR (Endovascular Aneurysm Repair) ha ido ganando terreno a la cirugía abierta, superando la cifra del 70% de las operaciones realizadas en 2016 por este método.

**Endovascular aneurysm repair (EVAR),
abdominal aortic aneurysm (AAA)**

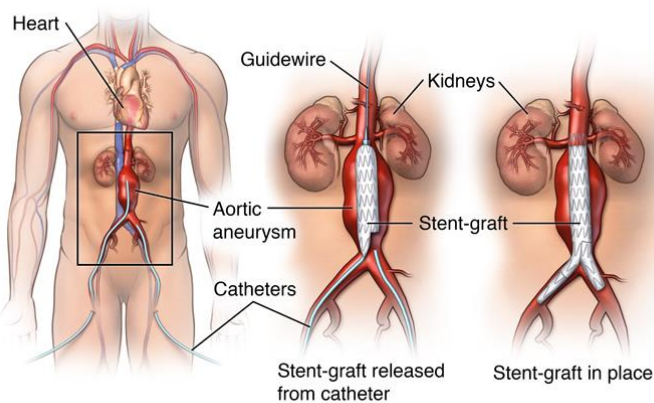


FIGURA 6. TÉCNICA EVAR

1.4. Estudio hemodinámico mediante CFD.

En este apartado se enunciarán algunas de las variables que influyen en la simulación de flujos sanguíneos.

Para empezar, se puede hacer una distinción entre los fluidos newtonianos y no newtonianos. Si consideramos el segundo, su viscosidad se verá alterada con la temperatura y el esfuerzo cortante que se esté aplicando sobre él, mientras que, si consideramos nuestro fluido newtoniano, la viscosidad permanecerá constante.

Otro parámetro importante en una simulación son sus condiciones de contorno. Se puede realizar una determinación personalizada por paciente, o bien se puede intentar realizar una aproximación sin la necesidad de realizar un estudio hemodinámico en quirófano.

Continuando en esta línea, el perfil de velocidades tiene gran influencia en el resultado final, pues se trata de flujo laminar. Así se presentan varias opciones, que se adoptarán en función de la capacidad computacional y de la precisión que se requiera. La primera opción es tomar una velocidad uniforme a la entrada, como la media de la velocidad real, o la velocidad en el centro del lumen. Otra opción es suponer una entrada parabólica que, si bien sabemos que no representa la realidad fielmente, supone una aproximación generalizada válida en algunos casos. Por último, cabe destacar el estudio de Womersley (Hale, McDonald, y Womersley 1955), quien desarrolló un perfil mucho más fiel a la realidad, teniendo en cuenta la variación de la presión en el tiempo, aunque con un coste computacional mayor. Así se puede diferenciar la presión máxima durante el periodo de sístole o contracción cardiaca, y la presión mínima o diástole al final del periodo de expansión cardiaca.

Para finalizar, es muy importante la interacción fluido-sólido para entender cómo cambia el flujo en función de las condiciones del paciente. De esta forma, las propiedades mecánicas que pueda ofrecer la arteria son claves en el modelado individualizado por paciente del vaso, teniendo en cuenta su estructura interna y enfermedades asociadas como la arteriosclerosis.

Éste es el campo de estudio computacional que ha tenido mayor relevancia recientemente, pues la capacidad computacional es mayor y más accesible. Además, es de especial interés tras la puesta en práctica de métodos como el EVAR, cuyo éxito depende de la facilidad con la que el stent se mantenga en su

posición dentro del vaso aneurismático. Sin embargo, no se estudiará este campo en el presente TFG, por falta de tiempo y recursos computacionales.

1.5. Aplicación de CFD en aneurismas, antecedentes.

A continuación se presenta un repaso histórico de alguno de los estudios más importantes en el campo de investigación que aborda este proyecto (MA 2013).

Shahcheragh (2002) estudió un modelo de flujo pulsátil tridimensional en la arteria aorta. Los resultados, tras introducir un flujo de velocidad de entrada uniforme, confirmaron que el modelo de Womersley de 1995 se ajustaba más al perfil de velocidad y al esfuerzo en la pared aguas abajo, que la clásica forma parabólica.

En el mismo año, Morris también estudio un modelo parecido al anterior, pero con diferentes intenciones. El estudio contemplaba ambos flujos uniformes y variables, resultando en la presencia de flujos reversos durante la deceleración máxima. Concluyó con que flujos uniformes no eran capaces de estimar estas recirculaciones con precisión.

Finol y Amon, en el año 2001, estudiaron un modelo 2D axilimétrico que consistía en un flujo pulsátil de perfil de velocidades no uniforme, y en condiciones newtonianas con objeto de estudiar el esfuerzo cortante de pared (WSS). Situaron los puntos de mayor WSS en la entrada y salida del aneurisma, y en el tiempo de máxima presión sistólica. Dos años más tarde ampliaron el estudio en un modelo 3D real, simplificando la entrada a un flujo uniforme. Afirmaron que el máximo WSS se encontraría aguas arriba del final del aneurisma y es 64 veces mayor que el habitual de la aorta.

Kose en 2006 desarrolló un método para personalizar las condiciones de contorno a cada paciente, obteniendo mejores aproximaciones que las usadas anteriormente. Sin embargo, esta técnica necesita imágenes por resonancia magnética encareciendo mucho la simulación.

Raghavan y Wedster en 1998 destacaron la influencia de la asimetría de los aneurismas en el WSS, así como la posibilidad de una cierta independencia del diámetro del aneurisma y la probabilidad de ruptura.

Fillinger en 2002, además de llegar a conclusiones parecidas a las de Finol y Amon, estudió la relación entre el diámetro del aneurisma y el riesgo de ruptura de la misma, quitando importancia al factor geométrico y destacando el WSS como principal factor de ruptura. De esta forma propusieron un análisis no invasivo del WSS para cada paciente como diagnóstico fiable de riesgo.

Como conclusión, Reeps en 2010 quiso comprobar la validez de los modelos simplificados frente a los personalizados por paciente. Tras comprobar la aparición de picos imprevisibles de esfuerzos en los modelos simplificados, acabó redundando en la importancia del modelado por resonancia magnética, aunque siendo consciente del coste monetario y computacional que eso conlleva. Se han llevado a cabo otros estudios de gran relevancia en la última década, pero han centrado su atención en los stent y la interacción sólido-fluido en el análisis, algo que no es objeto de estudio en este trabajo.

1.6. Justificación del Trabajo de Fin de Grado. Objetivos.

La simulación mediante CFD ha sido objeto de estudio desde la época de los 90 en su aplicación a la medicina, desde las primeras simulaciones de Womersley, al estudio del stent mediante la interacción sólido-fluido más actual.

En este proyecto se pretende sentar las bases para una herramienta rápida de diagnóstico de aneurismas de aorta abdominal que evite la operación prematura, o la ruptura evitable. Para ello, se abordarán los siguientes objetivos:

- I. Creación de modelos parametrizados de aneurismas de aorta abdominales.
- II. Simulación CFD de aneurismas de aorta abdominales.
- III. Análisis de resultados.

2. Desarrollo del TFG

En este apartado se expone el trabajo realizado, comenzando con un repaso de la técnica detrás de las simulaciones CFD, concretando en las simulaciones del flujo sanguíneo. Mas adelante se presentarán los casos de estudio, explicando cómo y por qué se diseñaron los modelos. Por último, se pasará a analizar los datos resultantes de las simulaciones en bloque, si estos encajan o no con lo esperado y las conclusiones que podemos extraer sobre los resultados.

2.1 Metodología

Las simulaciones CFD se basan en la discretización del espacio de trabajo en divisiones llamadas celdas, en las que se evaluarán las ecuaciones que rigen el comportamiento de los fluidos. Para poder comprender el funcionamiento de estas simulaciones es, por lo tanto, necesario conocer las fórmulas y los métodos de discretización que se han utilizado.

2.1.1 Ecuaciones de transporte

Partimos de la ecuación general de transporte de Reynolds aplicada a un volumen de control, que en este caso será cada una de las celdas del mallado de nuestra arteria, que se mostrará más adelante.

$$\left. \frac{dB}{dt} \right|_{sys} = \frac{d}{dt} \int_V \rho\beta dV + \int_S \rho\beta (\vec{v}_R \cdot \vec{n}) dS$$

ECUACIÓN 1. ECUACIÓN DE TRANSPORTE DE REYNOLDS.

Si bien en CFD es útil generalizar el transporte de una cierta propiedad como el aporte de un término fuente o de generación intrínseca al volumen de control, más el aporte de un término convectivo.

Ambos términos se pueden escribir de manera generalizada:

$$\hat{S}_{\Gamma_\phi} = \int_S \Gamma_\phi \nabla \phi dS$$

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

ECUACIÓN 2. TÉRMINO FUENTE

$$\hat{S}_\phi = \int_V S_\phi dV$$

ECUACIÓN 3. TÉRMINO CONVECTIVO

Donde :

- Φ es equivalente a β .
- $\Gamma\Phi$ representa la forma de transporte convectivo de la propiedad Φ .
- $S\Phi$ representa la generación de la propiedad por unidad de volumen.

Igualando la ecuación general de transporte a la suma de los dos términos expuestos en el párrafo anterior, y transformando las integrales de superficie en integrales de volumen con la aplicación del teorema de gauss, resulta una expresión generalizada de esta forma:

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\phi\vec{v}) = S_\phi + \nabla \cdot (\Gamma_\phi \nabla \phi)$$

ECUACIÓN 4. EXPRESIÓN GENERALIZADA DE LA ECUACIÓN GENERAL DE TRANSPORTE

Si particularizamos esta expresión con distintos propósitos, obtenemos las ecuaciones que resolveremos tras haber sido discretizadas en cada celda:

$$\frac{\partial\rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\vec{v}) = 0$$

ECUACIÓN 5. CONSERVACIÓN DE MASA

$$\frac{\partial(\rho\vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\vec{v}\vec{v}) = \nabla \cdot (\mu\nabla\vec{v}) - \nabla p + \rho\vec{f}_m$$

ECUACIÓN 6. CONSERVACIÓN DE CANTIDAD DE MOVIMIENTO

$$\frac{\partial(\rho h)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\vec{v}h) = \nabla \cdot \left(\frac{\kappa}{C_p} \nabla h \right) + S_h$$

ECUACIÓN 7. CONSERVACIÓN DE LA ENERGÍA

Entre estas tres cabe destacar la importancia de la ecuación de conservación de la cantidad de movimiento en un fluido viscoso como la sangre, y a fin de estudiar el esfuerzo cortante en la pared arterial que en última instancia será determinante para la evolución del aneurisma.

2.1.2 Método de resolución y discretización

Se utilizará el método de volúmenes finitos. Este método evalúa cada una de las ecuaciones previamente linealizadas, en cada una de las celdas en las que se ha dividido el volumen sujeto a estudio.

De entre las formas de resolución disponibles en Fluent, se ha elegido el calculador basado en la presión, o PBS (Pressure-Based Solver). Este modelo, resuelve el sistema de ecuaciones de cantidad de movimiento y masa de forma acoplada, resolviendo de forma secuencial el resto de ecuaciones de interés (energía, especies...).

Por otra parte, para poder realizar un correcto acoplamiento de propiedades complementarias como son la presión y la velocidad es necesario un desplazamiento de la identidad de las celdas. De esta forma, los centros de las caras de una celda conformarán los centros de las celdas donde se evaluará la presión en una misma posición.

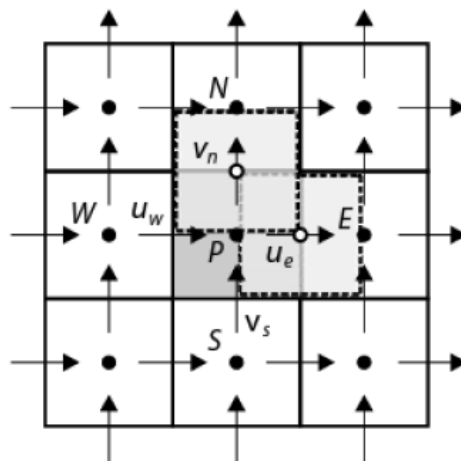


FIGURA 7. DISCRETIZACIÓN SIMPLE

Este esquema de discretización (Figura 7) para el acoplamiento presión velocidad se denomina SIMPLE, es el más utilizado por su adaptabilidad a un gran número de situaciones, y sigue el siguiente esquema:

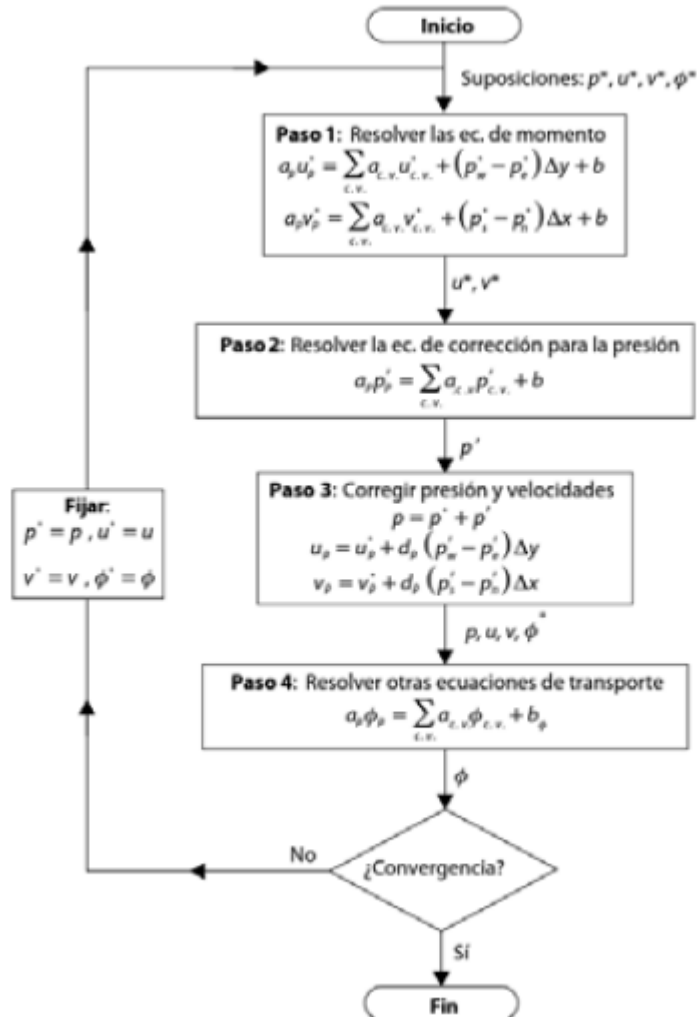


FIGURA 8. DIAGRAMA DEL PROCESO DE CÁLCULO MEDIANTE CFD

En una primera aproximación se utilizó el algoritmo de acoplamiento SIMPLE, puesto que es más ligero y de convergencia más directa. Una vez que se comprobó que el sistema convergía sin problemas, se implantó el que sería el método definitivo: Coupled.

Esquemas segregados (como el SIMPLE) resuelven las ecuaciones de momento y las de corrección de presión por separado, resultando en un método de lenta convergencia, especialmente en sistemas transitorios como el que estamos tratando. Por otra parte, el esquema acoplado (Coupled) resuelve las ecuaciones de momento y de continuidad en un solo paso, definiendo los gradientes de presión de manera implícita en las ecuaciones de momento, y

generando también una discretización implícita del flujo másico por cara. Con esto, y ajustando los parámetros de discretización espacial que se detallarán a continuación se consiguió reducir los residuales hasta 10^{-3} y aumentar también la velocidad de ejecución y convergencia, incluso con time steps muy grandes.

- Discretización espacial (ANSYS, s. f.)
 - Gradiente: Mínimos cuadrados basado en la celda. Este método define el gradiente de una propiedad, a lo largo del vector que une los centros de dos celdas colindantes, de la siguiente forma:

$$(\nabla \phi)_{c0} \cdot \Delta r_i = (\phi_{ci} - \phi_{c0})$$

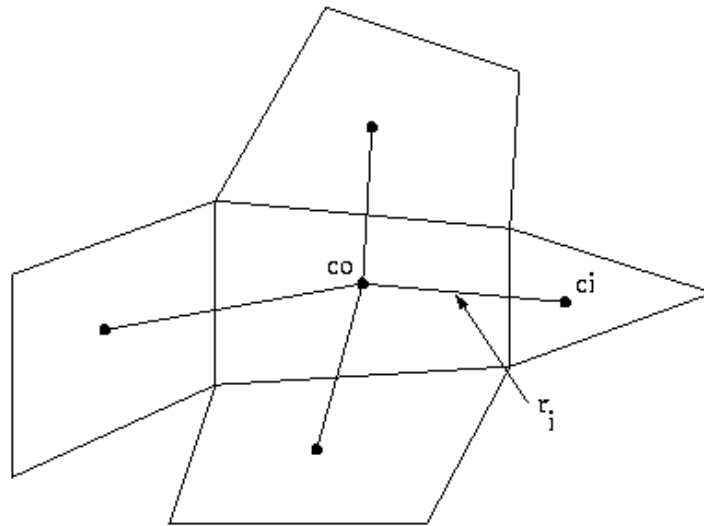


FIGURA 9. VECTORES SOBRE LOS QUE EL GRADIENTE ES DEFINIDO

De esta forma la geometría de ambas celdas es muy importante para definir el gradiente, puesto que modificará el laplaciano del vector r_i . Si bien es cierto que no suele ser el modelo más recomendado para mallas tetraédricas-triangulars como la utilizada aquí, ha demostrado ser estable, y asegura una mayor precisión que otros métodos más sólidos, pero más aproximados basados en valores nodales únicamente.

- Presión: Segundo orden. Los valores de la presión se calcularán a través de la siguiente expresión:

$$\phi_{f,SOU} = \phi + \nabla \phi \cdot \vec{r}$$

ECUACIÓN 8. CÁLCULO DE PRESIÓN SOU

Donde “ ϕ ” es valor de la presión en el centro de la celda, y su gradiente está referido a la celda aguas arriba de la actual. “ r ” es el vector que une la celda aguas arriba y la celda actual. (SOU= Second Order Upwind)

- Momento: Segundo orden. Calculado de la misma manera que la presión.
- Formulación del transitorio:
 - Implícita de primer orden. Para poder calcular el valor de todas las variables es necesario integrar estas en el tiempo durante el transitorio. Para ello se define una función que describirá la evolución temporal de una variable cualquiera (incluyendo su discretización espacial). La metodología implícita, relaciona el valor futuro de una cierta variable con los valores futuros de todas las celdas colindantes a la celda que se estudia, a través de la función descrita al comienzo del párrafo:

$$\phi^{n+1} = \phi^n + \Delta t F(\phi^{n+1})$$

ECUACIÓN 9. FORMULACIÓN IMPLÍCITA DE PRIMER ORDEN

Como es lógico, este modelo se sustenta en la creación de un mallado lo más uniforme posible y con la precisión suficiente como para captar los fenómenos que ocurren en esquinas y cambios de dirección. Además, más adelante se estudiarán parámetros relacionados con el efecto cortante de la pared, haciendo necesario que la malla sea refinada manteniendo su calidad en esas zonas.

2.1.3. Mallado

Ya se ha realizado una introducción al mallado en el apartado anterior, pero quedan algunas preguntas que se intentará resolver a continuación. Para empezar, existen varias maneras de definir las celdas en las que se discretizará el volumen de control. Es posible fijar una forma concreta de las celdas como cuadriláteros o triángulos, cuando se trabaja en dos dimensiones como en esta ocasión. También es posible imponer un sistema de mallado con un número fijo de celdas que adaptarán su forma y tamaño en función de lo requerido, o bien fijar el tamaño de la celda y consecuentemente derivar el número de celdas del sistema.

Otra herramienta muy útil es controlar la calidad de las celdas, que representa como de fiel es la concordancia entre el flujo real y el discretizado. Es un valor que también se puede fijar a la hora de mallar, o que puede servir de verificación de que el mallado es correcto. A continuación, se detallan dos valores que reflejan el grado de calidad de la malla.

El primero es la calidad ortogonal, que se calcula como el mínimo resultado de evaluar las dos fórmulas que se presentan a continuación en cada una de las caras de la celda (ANSYS, s. f.):

$$\frac{\vec{A}_i \cdot \vec{f}_i}{|\vec{A}_i| |\vec{f}_i|}$$

ECUACIÓN 10. CALIDAD ORTOGONAL (1)

$$\frac{\vec{A}_i \cdot \vec{c}_i}{|\vec{A}_i| |\vec{c}_i|}$$

ECUACIÓN 11. CALIDAD ORTOGONAL (2)

Siendo A_i el vector área proyectado en cada eje, f_i el vector que une el centro de la celda con el centro de la cara i , y C_i el vector que une el centro de la celda con el centro de la celda colindante a la cara i .

El segundo es la relación de aspecto: división del vector que une el centro de la celda con el punto más alejado, entre el vector que une el centro de la celda con el punto más próximo. Así pues, siempre será positivo.

2.1.4. Flujo Pulsátil transitorio

El sistema circulatorio no es estacionario, y por ello no podemos tratar de solucionar las ecuaciones presentadas anteriormente de forma independiente del tiempo. La presión sanguínea se distribuye en la aorta de la siguiente manera:

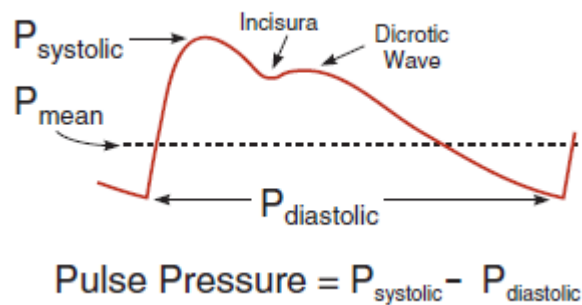


ILUSTRACIÓN 1. CICLO DE PRESIÓN CARDIACO (RICHARD E KLABUNDE 2012)

Existen varias maneras de emular el flujo pulsátil. En un primer enfoque al problema se quiso imponer mediante un UDF (User Defined Function) programado en C, aproximaciones del perfil temporal de presión a la salida del volumen de control y de velocidad a la entrada mediante ecuaciones sinusoidales. Si bien este sistema convergió con éxito, se quiso dar un perfil más fiel a la realidad del flujo arterial, por lo que seguirá un perfil 10-potencial similar al de Womersley.

En cuanto al perfil de presión a la salida, se considerará constante en el espacio, y variable en el tiempo.

2.1.5. Parámetros de influencia y estudio

Parámetros de entrada

También se pueden denominar parámetros de influencia, pues afectarán a la simulación y darán forma a nuestro modelo geométrico.

Existen parámetros de entrada fijos que definen la simulación, pero sobre los que no podremos sacar conclusiones después de analizar los datos de la simulación.

Los parámetros de entrada variables definirán el tamaño de nuestro bloque de experimentos, así como la fidelidad con la que estos representen el comportamiento general del modelo. Por ejemplo, se si da una variación del radio del aneurisma de 5 cm en torno a 20 cm, la bondad de ajuste de la regresión será mejor con el mismo número de modelos, que si la variación es de 10. Al mismo tiempo se reduce la zona de influencia de la regresión.

Como parámetros de entrada se encuentran:

1. Fluido

Otorga las propiedades que determinan los parámetros de salida como la densidad y viscosidad dinámica. Se considerará en cualquier caso un fluido newtoniano.

2. Condiciones de contorno

Se trata de intentar replicar el pulso cardiaco condicionando la velocidad y presión a la entrada y salida de nuestro modelo. También se podrá definir el tipo de relación que se establece entre el fluido y la pared arterial teniendo en cuenta o no rugosidades.

3. Variables geométricas

Son el corazón de nuestra simulación, definen el tamaño y forma de la aorta y del aneurisma. Si bien se trata de un modelo axilsimétrico, se trabaja en 2D y por tanto solo se podrán cambiar los parámetros geométricos sobre ese plano.

4. Números Adimensionales

Aunque no definen directamente el modelo, sí nos dan una idea de que resultados esperar en cada simulación, así como más herramientas de análisis de los resultados de la simulación.

Encontramos el número de Reynolds como principal definición del flujo dentro de la arteria. Si bien éste es variable durante el ciclo, tendrá siempre una

función parecida, pues las condiciones de contorno a penas cambian y la variabilidad del diámetro de la arteria es pequeño.

Por otra parte, cabe destacar los números que relacionan variables geométricas. En este proyecto estudiaremos solo 2 de ellos, aunque hay muchos otros que serían de gran utilidad en modelos más complejos (Vilalta-alonso et al. 2015):

- Tasa de deformación ($\frac{D}{d}$): Pretende dar un valor más acorde con la realidad del estado de deformación de la aorta. Para ello tiene en cuenta el diámetro de la aorta sin deformar, relacionando con el diámetro máximo del aneurisma. El rango de valores es de mínimo riesgo de ruptura para inferiores a 1.2 y de peligrosidad para superiores a 3.3.
- Índice de dilatación ($\frac{D}{L}$): Relaciona el diámetro máximo del aneurisma con la longitud del mismo. Valores típicos de riesgo bajo son mayores a 0.75 y se considera peligroso para inferiores a 0.6

Parámetros de salida

Los parámetros de salida son el objeto final de estudio de la simulación. Son independientes del diseño de experimentos y se formulan a través de un análisis de los datos resultantes de simular el modelo. Así obtenemos valores singulares de cada parámetro de salida para cada modelo, otorgándonos la posibilidad de graficarlos y analizarlos en profundidad para entender el funcionamiento del modelo a estudiar.

En nuestro caso, serán parámetros de salida a estudio aquellos que puedan dar información a los médicos sobre el estado y el desarrollo del aneurisma (Martin, Murphy, y Boyle 2014).

WSS (“Wall Shear Stress”)

El tensor de esfuerzos se trata de una matriz 9x9 en la que las posiciones de la diagonal representan la tensión normal, y el resto la tensión tangencial en las diferentes direcciones del espacio en el que se trabaja.

Cuando el fluido es estático, solo toman valores distintos de cero las posiciones diagonales. Sin embargo, cuando existe un flujo en movimiento, todas las posiciones son susceptibles a tomar un valor distinto de cero, dependiente de la viscosidad.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Si evaluamos el tensor de esfuerzos multiplicándolo por el vector normal de superficie muy cerca del muro, en una dirección generalmente coincidente con la dirección del flujo (si es que está bien definido), obtendremos el vector del esfuerzo cortante en la pared (WSS).

$$\tau = \mu * \left(\frac{\partial u}{\partial y}\right)$$

ECUACIÓN 12. ESFUERZO CORTANTE EN LA PARED

Donde τ es el esfuerzo cortante, μ es la viscosidad dinámica y la derivada parcial es el gradiente de velocidad en la dirección normal al flujo.

TAWSS(“Time Averaged Wall Shear Stress”)

Es un valor (en pascales) que se calcula integrando el valor unitario de WSS acumulado en cada punto de la pared, en toda la pared aneurismática, y dividiéndolo por el periodo del ciclo cardiaco.

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\vec{\tau}_w| dt$$

ECUACIÓN 13. ESFUERZO CORTANTE MEDIO EN EL TIEMPO.

OSI(“Oscillatory Shear Index”)

Es un valor adimensional dependiente tanto del tiempo como del espacio, que representa la desviación del vector de WSS con respecto al vector TAWSS a lo largo del ciclo.

$$OSI = 0.5 \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \vec{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\vec{\tau}_w| dt} \right)$$

ECUACIÓN 14. OSI

El numerador representa el tamaño de del vector TAWSS en la dirección media durante el ciclo.

El denominador representa la media de todos los valores de TAWSS.

Aunque se trate de valores promediados en el tiempo, los periodos desaparecen de la ecuación por estar en ambos términos.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Existen dos extremos para este parámetro: Si el valor de la fracción es prácticamente 1, el OSI obtendrá el valor mínimo de cero y significará que el vector de WSS es más propenso a cambiar de sentido durante el ciclo. Si al contrario el valor del OSI es próximo a 0, el WSS instantáneo y el TAWSS compartirán dirección.

2.2. Casos de estudio

En este apartado se realizará una introducción a la construcción de los modelos que se simularán, mencionando sus condiciones de contorno, el mallado, la validación del modelo y las diferentes geometrías paramétricas bajo análisis.

2.2.1. Condiciones de contorno

Para definir por completo la simulación es necesario acotar los límites del modelo con condiciones que impongan cómo se comporta el fluido en esos puntos.

Perfil de velocidad de entrada

Distinguimos 3 superficies con distintas condiciones. Por una parte, la pared vascular sigue la condición de “No Slip” o no deslizamiento, es decir, la velocidad del fluido que está en contacto con la pared es nulo. Es por ello que no es necesario definir la rugosidad de la pared.

Por otro lado, existen condicionantes de entrada y salida al modelo. En la superficie de entrada se ha impuesto un perfil dependiente del espacio y del tiempo y se ha adjuntado a la simulación mediante UDF (User Defined Function) programado en c.

El primer paso para obtener el perfil, es calcular el caudal de sangre en m³/s a través de la transformada rápida de Fourier de 14 armónicos (Afkari 2015). Con el resultado instantáneo del caudal, que es función solo del tiempo y que además es independiente del radio de la aorta, se calcula la velocidad máxima. Para ello es necesario conocer antes la definición del perfil:

$$u(r, t) = U_{max}(t) * \left(1 - \frac{r^{10}}{R^{10}}\right)$$

ECUACIÓN 15. PERFIL DE VELOCIDAD DE ENTRADA

Perfil que genera una función aplanada en el centro y que cae rápidamente en las paredes, algo parecido, aunque más simplificado, a lo que propuso Womersley años atrás.

Si podemos definir U_{media} como el caudal dividido por el Área, y a su vez el caudal como la integral de superficie del perfil de velocidad en la superficie de entrada, nos queda:

$$Q = \iint U_{max}(t) * \left(1 - \frac{r^{10}}{R^{10}}\right) * r * dr * d\theta = U_{max} * \frac{5R^2}{12}$$

$$U_{media} = \frac{Q}{A} = U_{max} * \frac{5}{6}$$

$$U_{max} = \frac{Q}{A} * \frac{6}{5}$$

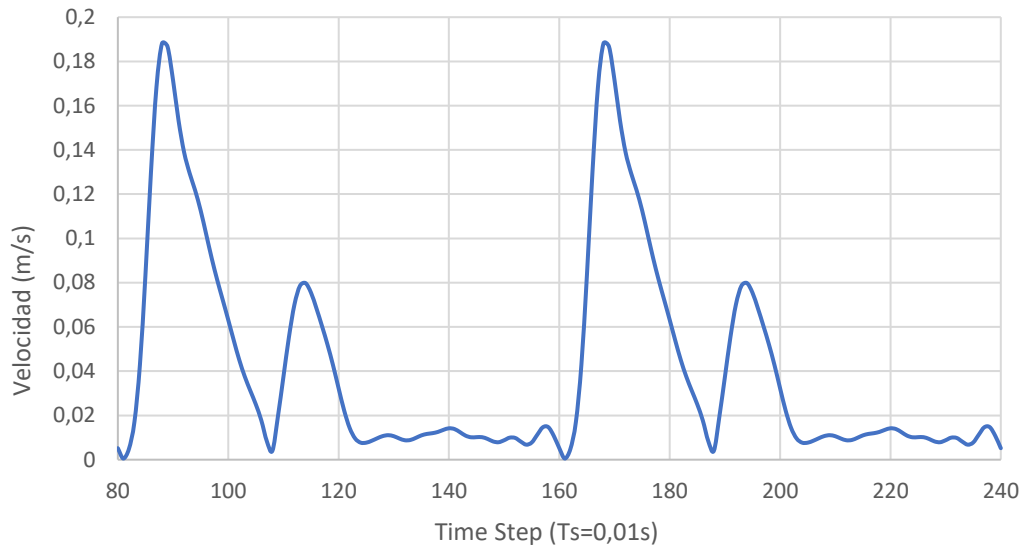
ECUACIÓN 16. VELOCIDAD MÁXIMA EN FUNCIÓN DEL CAUDAL

Ahora que conocemos U_{max} ya podemos definir el perfil de velocidad que, en este caso sí, dependerá del tiempo y del radio, siendo variable a medida que se suceden las geometrías en la simulación.

Técnicamente, para poder lograr este efecto de adaptación a la geometría, y porque Fluent no deja usar variables geométricas en sus UDF de contorno, ha sido necesario crear una nueva variable interna y referenciarla al parámetro de radio de la aorta. Además, se ha adimensionalizado para que no existieran problemas de incompatibilidad en la lectura. Este paso es indispensable para, al igual que con la parametrización de las geometrías, permitir que el conjunto de simulaciones se ejecute sin problemas de una tirada.

A continuación, se muestra en la figura 10 el perfil de velocidad del primer y segundo ciclo de una simulación sobre el modelo fusiforme a razón de 0.01 segundos por time step y 160 time steps para dar un periodo de 0.8 segundos en el ciclo cardiaco.

FIGURA 10. VELOCIDAD MEDIA EN LA ENTRADA



Perfil de presión de salida

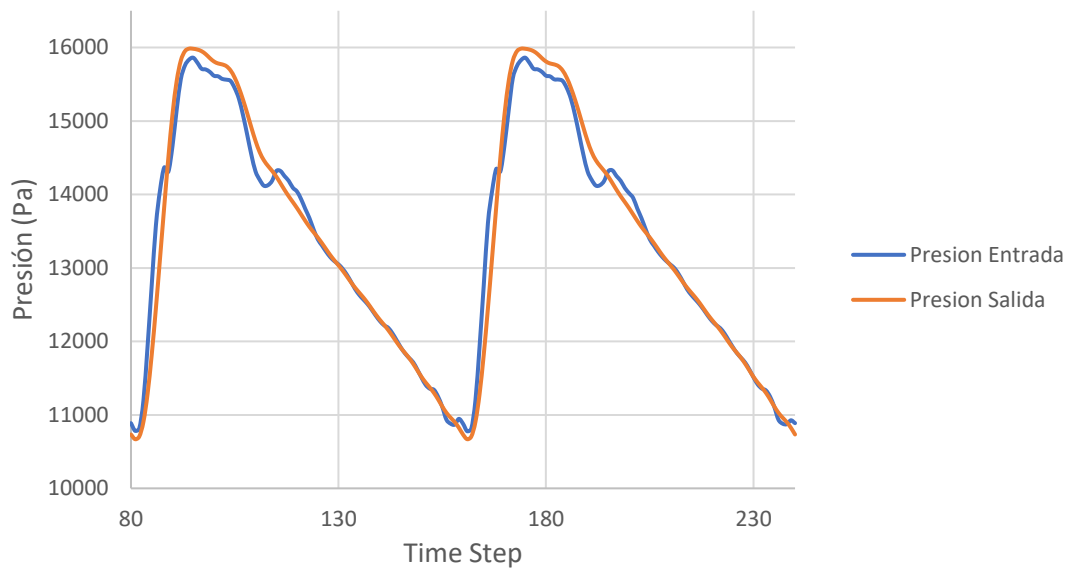
Se ha decidido imponer un perfil de presión a la salida. En este caso se compone de 14 armónicos que generan un perfil centrado en 13360 Pa (aproximadamente 100 mm Hg) y con máximo aproximado de 120 mm Hg y mínimo de 80 mm Hg. Reflejando así un caso de presión arterial saludable.

El perfil de presión a la entrada no será otro que la respuesta que da el sistema a las dos condiciones de entrada y salida expuestas, siendo la presión de entrada mayor que de salida cuando el flujo se acelera y, al contrario.

Sin embargo, sería posible referenciar el UDF con un parámetro del sistema, al igual que se hizo con el perfil de velocidad, para incluir en los parámetros de entrada valores mínimo y máximo de la presión arterial intentando simular situaciones de hiper o hipotensión.

A continuación, se muestra en la figura 11 el perfil de presión del primer y segundo ciclo de una simulación sobre el modelo fusiforme con los mismos ajustes que el gráfico anterior. Destacar que solo se está imponiendo el perfil de salida.

FIGURA 11. PRESIÓN MEDIA A LA SALIDA



2.2.2 Mallado

Se ha comenzado con mallas más bastas hasta llegar a la malla definitiva de 0.001 m por lado de celda, esencialmente con geometría de cuadriláteros, aunque también triangular en zonas donde la adaptación es más complicada. A continuación, en la figura 12, se grafica la velocidad en la superficie de control del resultado de una simulación estacionaria con condición de entrada de velocidad fija sobre las diferentes mallas, para comprobar la independencia del resultado con el mallado. (El eje no está centrado en la superficie de entrada)

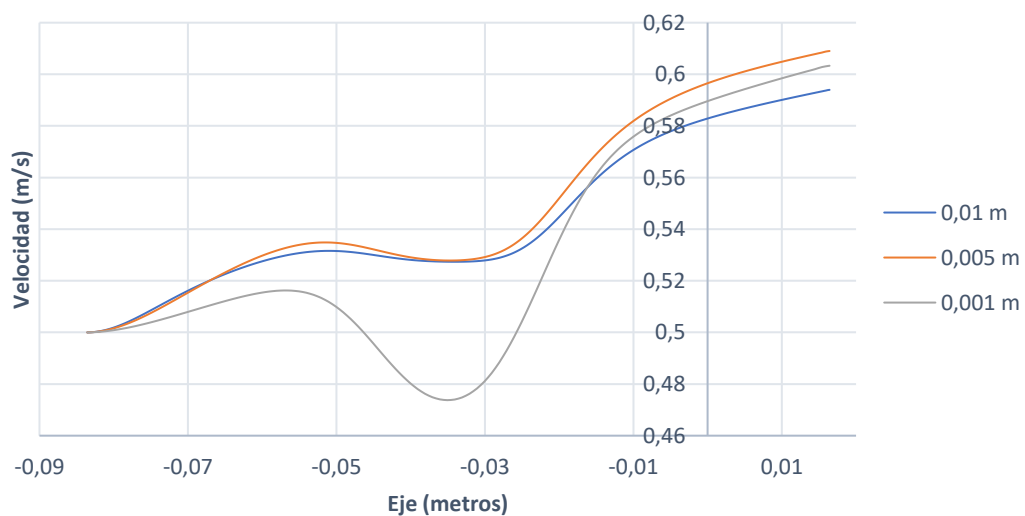


FIGURA 12. REFINADO DE MALLA

En cuanto a la calidad de este mallado, se ha obtenido una calidad ortogonal media de 0.984, siendo la máxima de 1 y la mínima de 0.752. Por otro lado, se han obtenido relaciones de aspecto medias de 1.07 con máximos de 1.86 y mínimos de 1. Estos datos han sido extraídos de la malla fusiforme, pero son muy similares a los del mallado sacular.

Estos datos de calidad son aproximadamente iguales en todos los casos geométricos que se enumerarán en el caso de estudio. Sin embargo, hablar de número de celdas y nodos no tiene sentido si tenemos en cuenta que la superficie a mallar cambia con el caso de estudio.

Por último, para mejorar la precisión en zonas comprometidas y de gran interés como la entrada y salida del aneurisma y las proximidades de la pared, se ha refinado la malla haciendo 3 veces más pequeño el tamaño de celda, y realizando la transición entre diferentes tamaños con celdas triangulares.

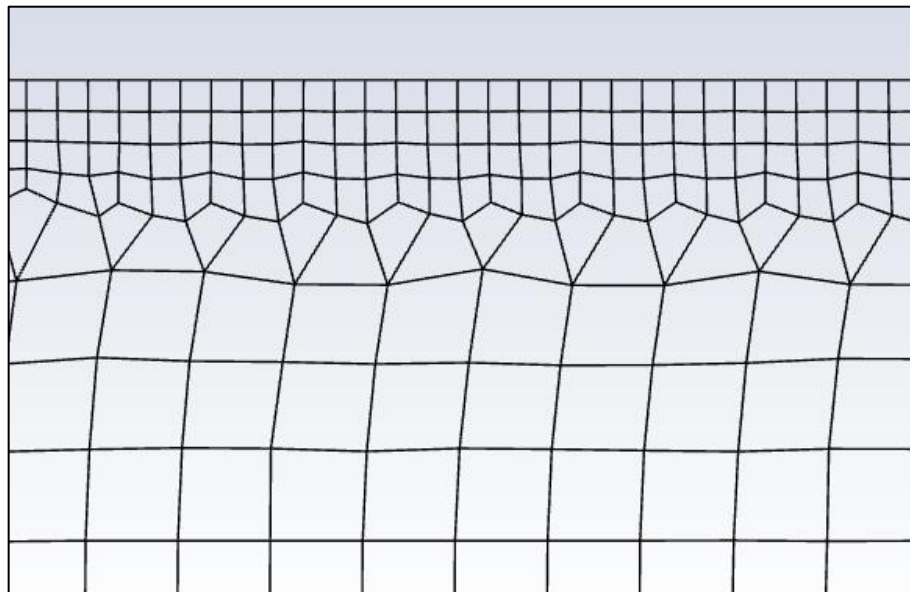


FIGURA 13. MALLADO DE LA ENTRADA AL ANEURISMA

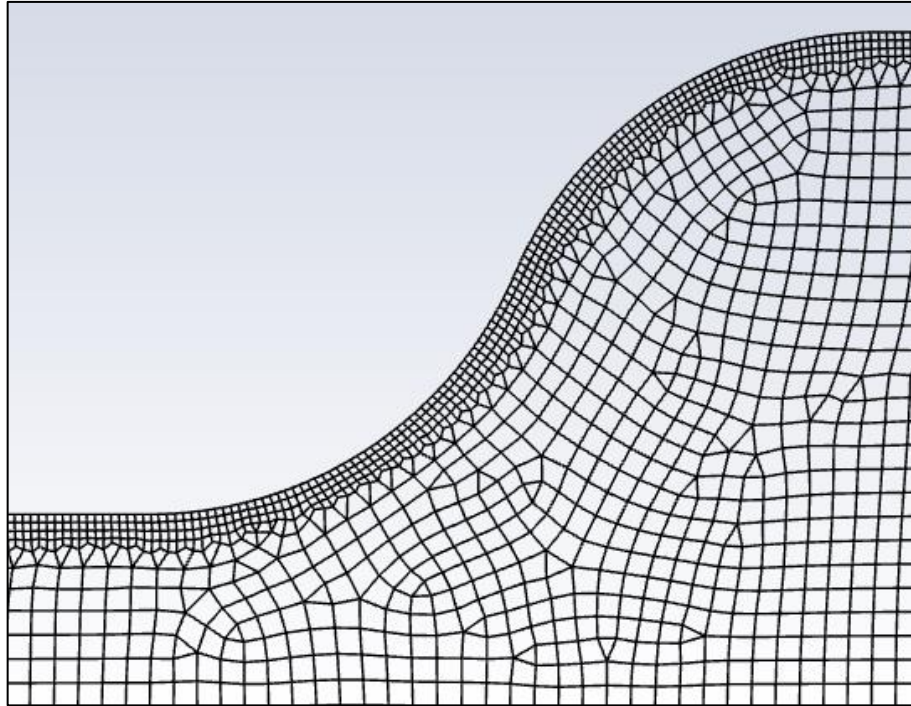


FIGURA 14. MALLADO DE LA TRANSICIÓN AL ANEURISMA

2.2.2. Validación

Con el fin de validar la representación del modelo, y habiendo ya comprobado el correcto funcionamiento del modelo estrictamente geométrico, se ha planteado un nuevo problema que servirá para aislar las condiciones de contorno y poder realizar un análisis más detallado.

Con ese objetivo, se han sustituido las geometrías del aneurisma por un tubo recto de 250 milímetros de largo y un radio que oscilará entre los límites del radio de aorta especificado en el DOE (7,5-12,5). El resto de parámetros como condiciones de contorno y propiedades del fluido se han dejado intactos.

Perfil de entrada

Volviendo atrás a la introducción teórica, la condición de contorno de entrada no era otra que un perfil de velocidad sobre el área de entrada a nuestro volumen de control, que variaba en el tiempo (para satisfacer las necesidades de caudal definidas por una transformada rápida de Fourier de 14 armónicos) y en el espacio, para adecuarse al radio de aorta de los diferentes casos que se simularan en bloque.

A continuación, se detalla la validación de estas dos propiedades que debe cumplir la condición de entrada y que corrobora el correcto funcionamiento del UDF acoplado al sistema.

Variación temporal

Se graficarán los perfiles de velocidad para $x=0$ mm, $x=125$ mm y $x=250$ mm. El objetivo es, por una parte, comprobar que efectivamente el perfil de velocidad genera una velocidad media (directamente relacionada con el caudal por el área) que se adopta a lo esperado, y por otra observar cómo se transforma el perfil impuesto en la entrada a través del cilindro.

Sería óptimo que el perfil introducido llegara tal cual, al aneurisma, pero este se transformará a medida que recorre el cilindro recto.

Además, y con la mirada puesta en el último apartado de la validación, se pretende estudiar la influencia de la condición de salida sobre la morfología de este perfil a lo largo del tubo. De esta forma se graficarán resultados con la condición de salida impuesta y sin ella.

Con Presión

FIGURA 15. PERFILES DE VELOCIDAD PARA $x=0$ METROS

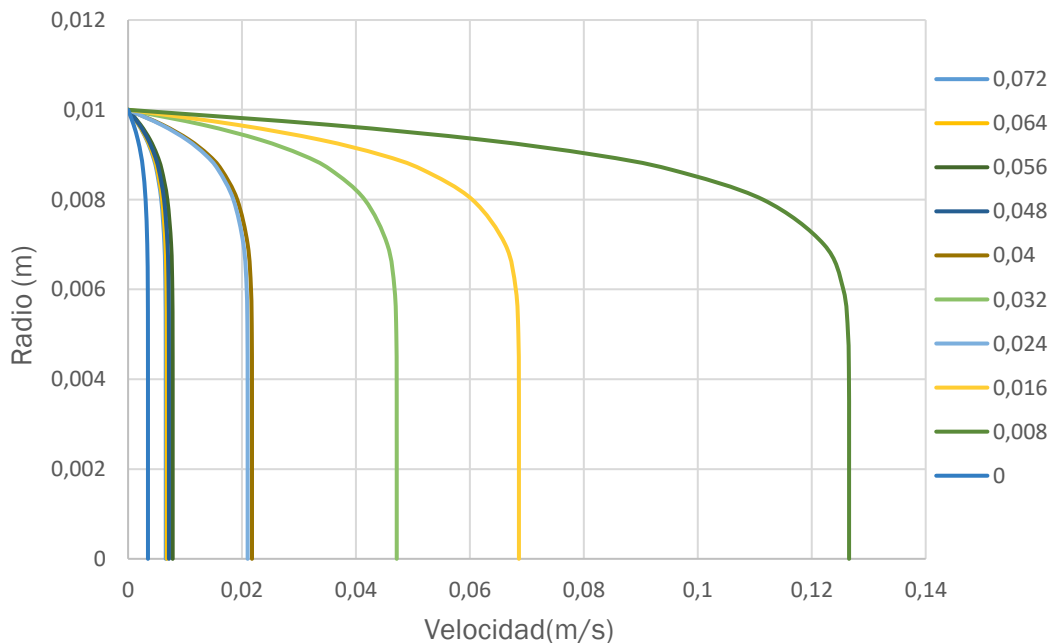


FIGURA 16. PERFILES DE VELOCIDAD PARA $x=0,125$ METROS

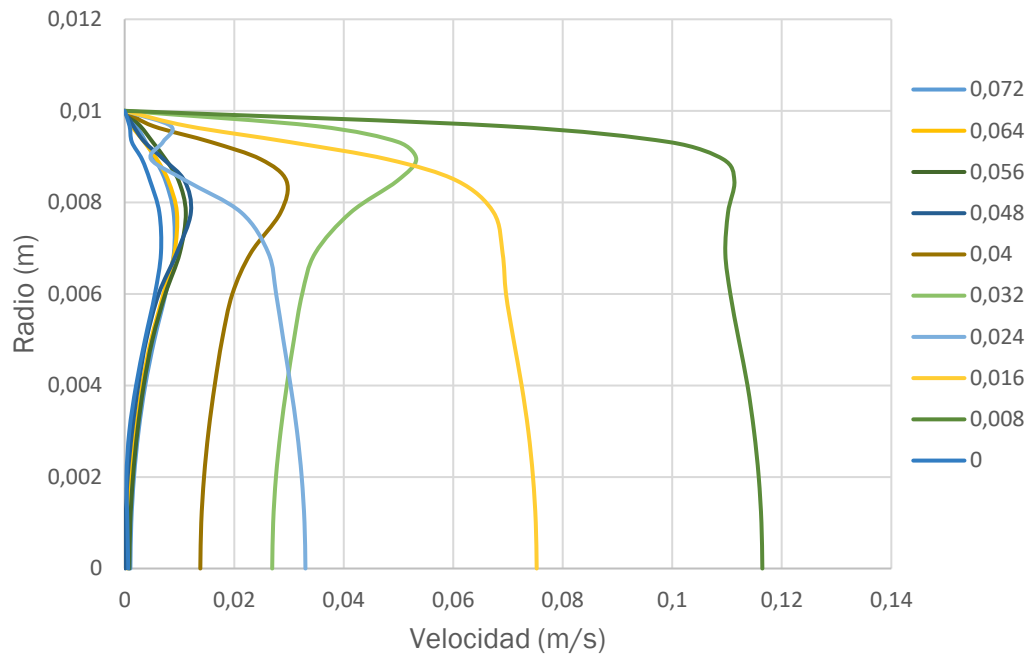
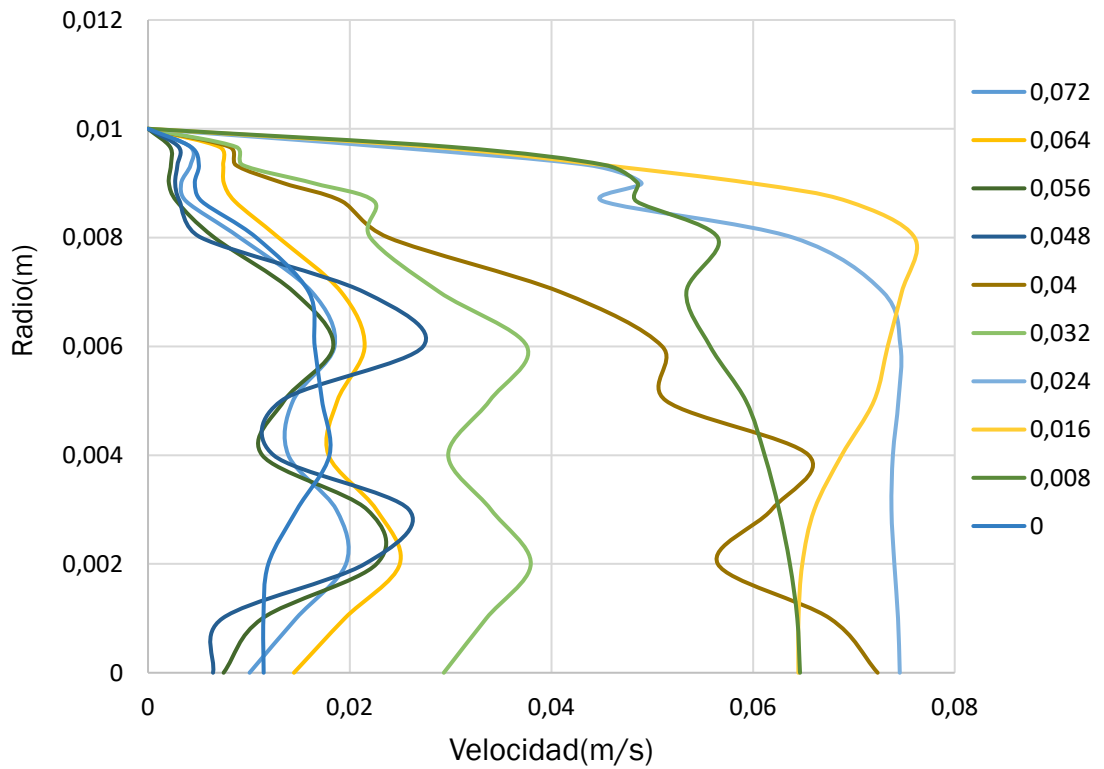


FIGURA 17. PERFILES DE VELOCIDAD PARA $x=0,250$ METROS



Para empezar, se puede observar que el perfil impuesto se ajusta correctamente en el tiempo, mostrándose en la figura 15 los perfiles para $x=0$ y habiendo dividido el ciclo cardíaco (que es de 0,8 segundos) en 10 intervalos de tiempo iguales .

En la figura 16, como era de esperar, se puede ver como los perfiles se degradan hacia una tipología más parecida a la propuesta por Womersley.

Por último, nos encontramos con unos perfiles muy perturbados para la sección de salida. Se tenían sospechas de que la presión podría desestabilizar demasiado los perfiles de velocidad desde $x=125$ mm a $x=250$ mm y que esto podría falsear los resultados obtenidos en la simulación con el aneurisma. Por ello se reprodujo la gráfica para un $x=240$ mm (figura 19) obteniéndose un resultado casi idéntico al de 125 mm, asegurando así la estabilidad del perfil en todo el intervalo donde podría estudiarse el aneurisma. Para ahondar algo más en la cuestión, se representaron los perfiles de velocidad para un mismo instante de tiempo ($t=0,72$ s) de los últimos 10 mm de tubo en 10 partes iguales. El resultado de la figura 18 muestra como tan solo a partir de $x=247$ mm el perfil comienza a desestabilizarse.

FIGURA 18. INFLUENCIA DE LA PRESIÓN DE SALIDA EN EL PERFIL DE VELOCIDAD PARA $T=0.72$ SEGUNDOS

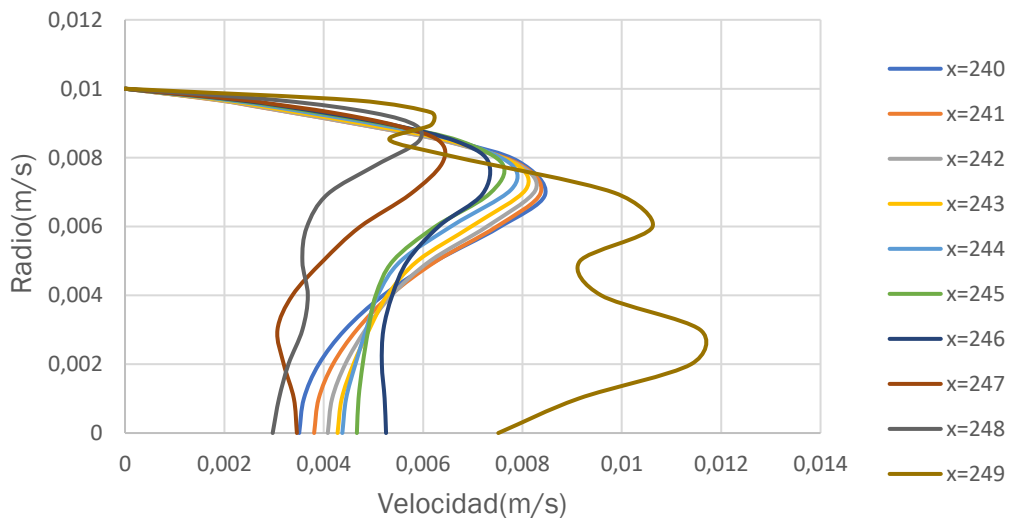
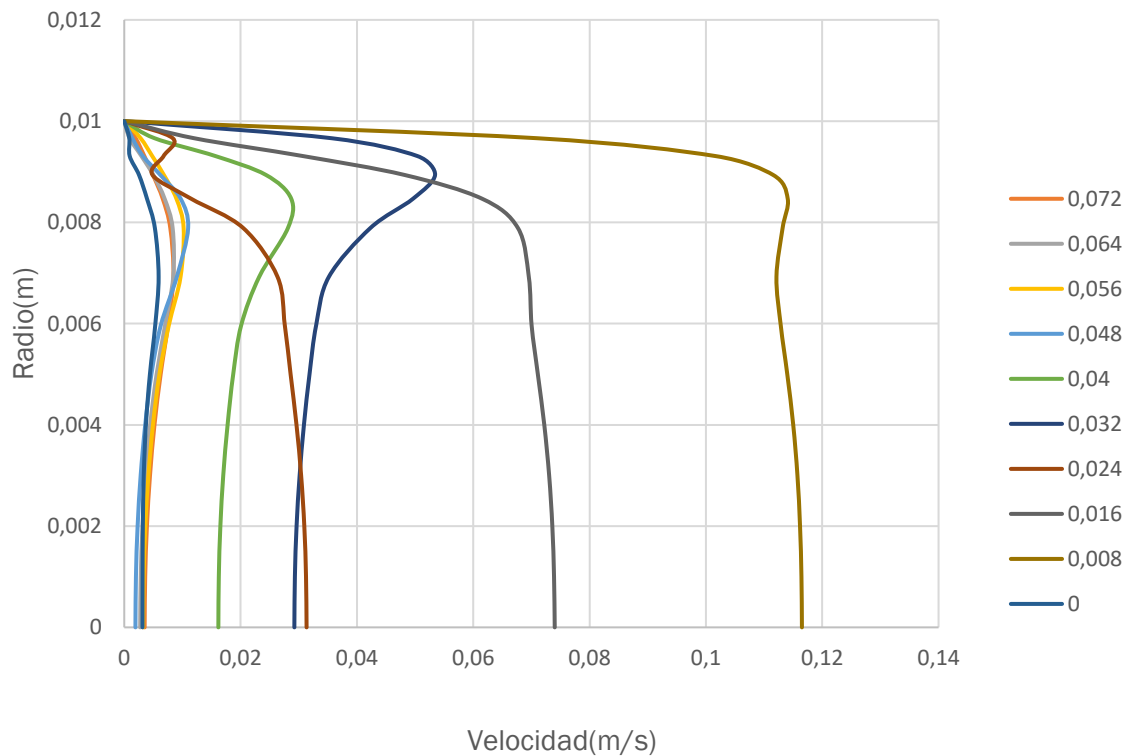


FIGURA 19. PERFILES DE VELOCIDAD PARA $x=0,240$ METROS



En la figura 20 vemos por un lado como la velocidad media se adapta perfectamente a la forma esperada para un ciclo cardiaco a lo largo de todo el cilindro (a pesar de que el perfil cambie, el flujo no pierde energía), y por otro como afecta la presión al perfil de salida, pero como ya hemos dicho este es un fenómeno local que no interfiere en la simulación.

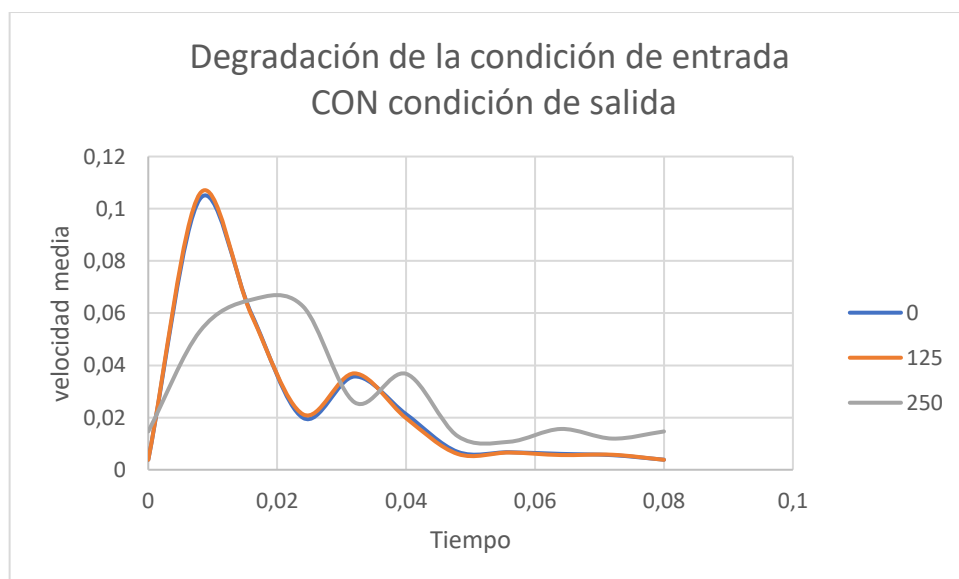


FIGURA 20. DEGRADACIÓN DE LA CONDICIÓN DE ENTRADA CON CONDICIÓN DE SALIDA.

Sin presión

FIGURA 21. PERFILES DE VELOCIDAD PARA $x=0$ METROS, SIN CONDICIÓN DE PRESIÓN.

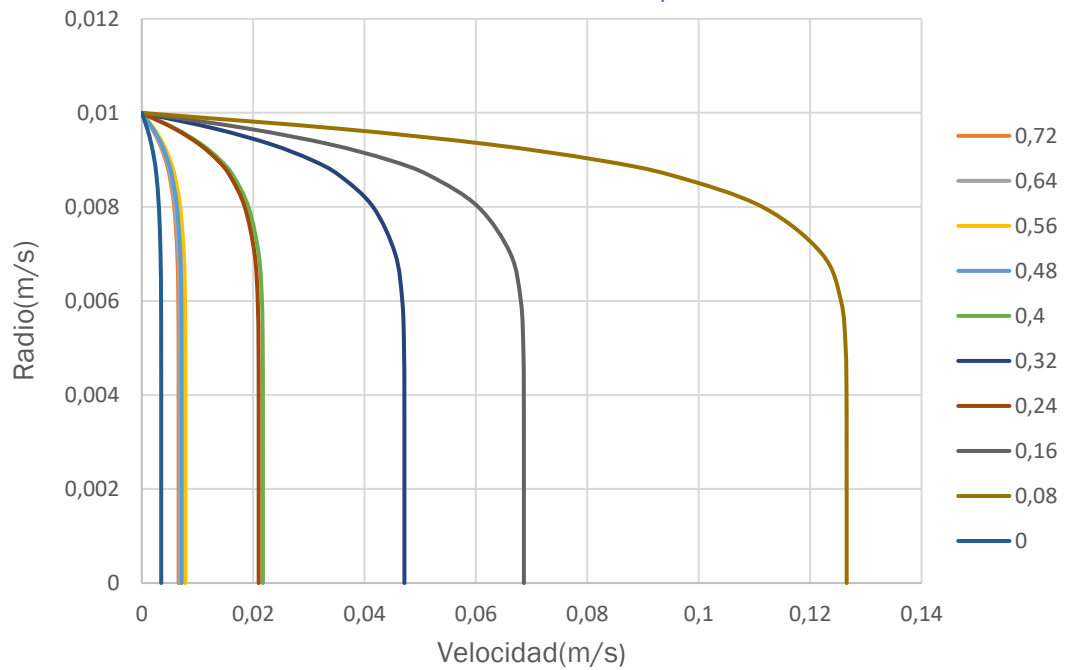


FIGURA 22. PERFILES DE VELOCIDAD PARA $x=0,125$ METROS, SIN CONDICIÓN DE PRESIÓN.

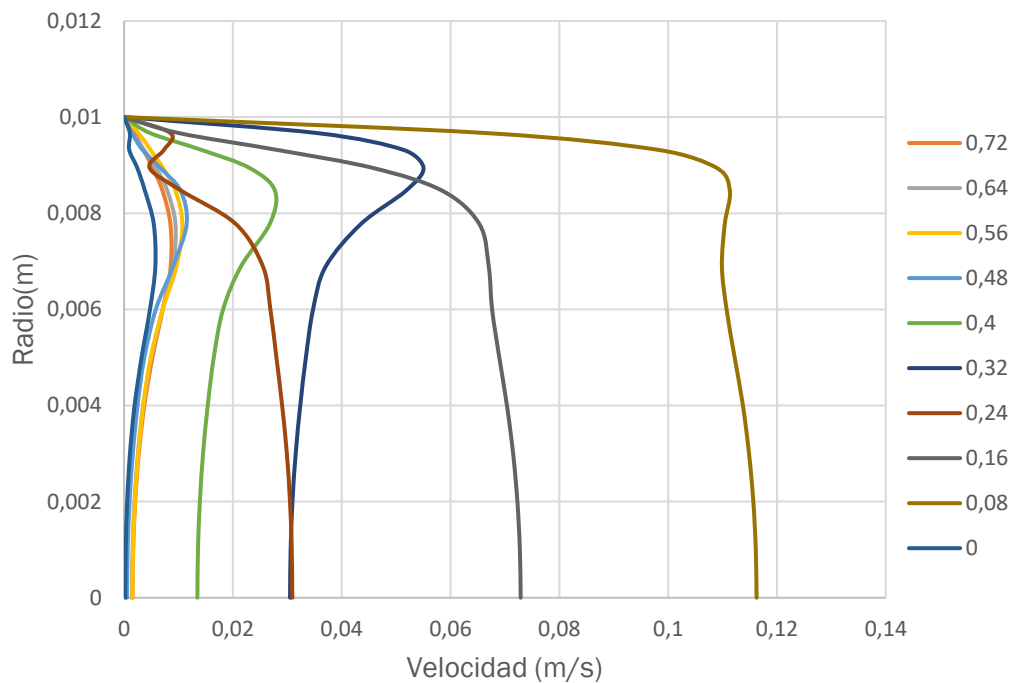
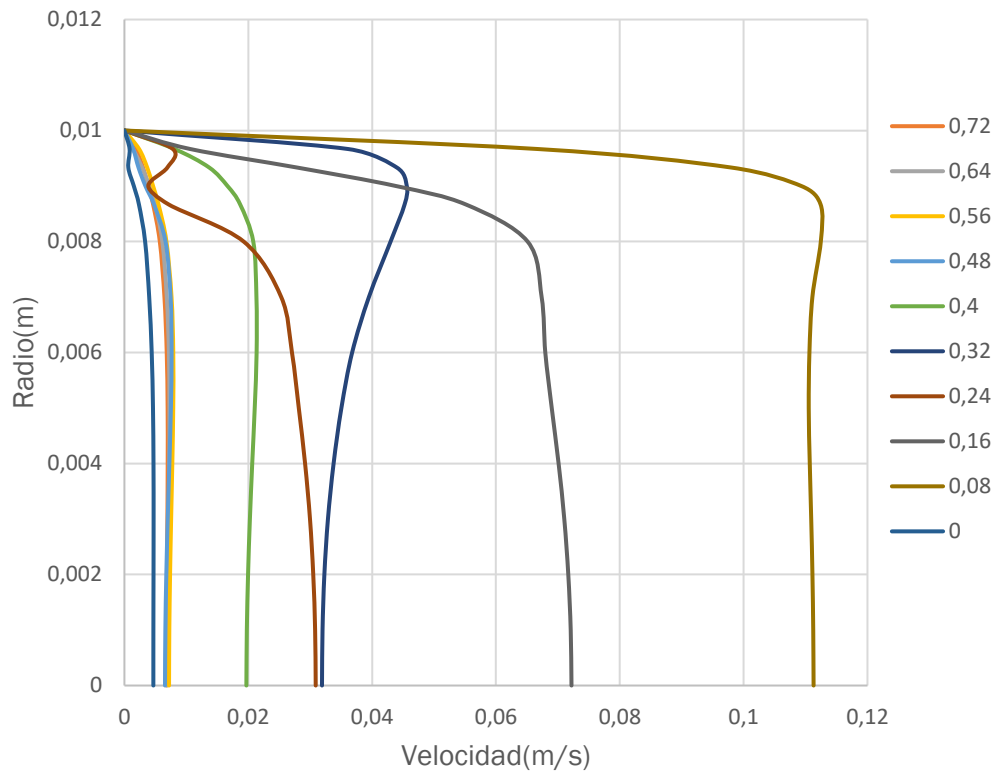


FIGURA 23. PERFILES DE VELOCIDAD PARA X=0 METROS, SIN CONDICIÓN DE PRESIÓN.



No parece haber ninguna irregularidad en los perfiles de las gráficas extraídas de una simulación sin presión a la salida. Los perfiles se desarrollan con normalidad y se ajusta al caudal según lo esperado.

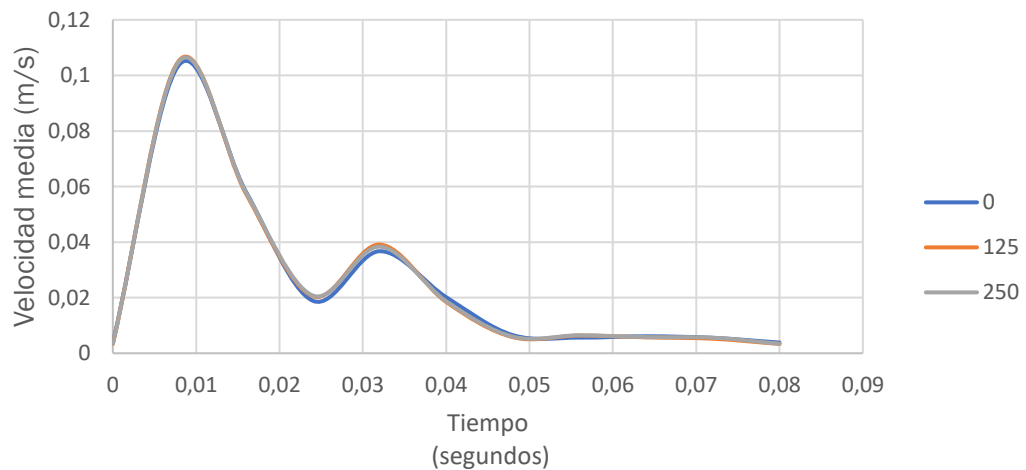


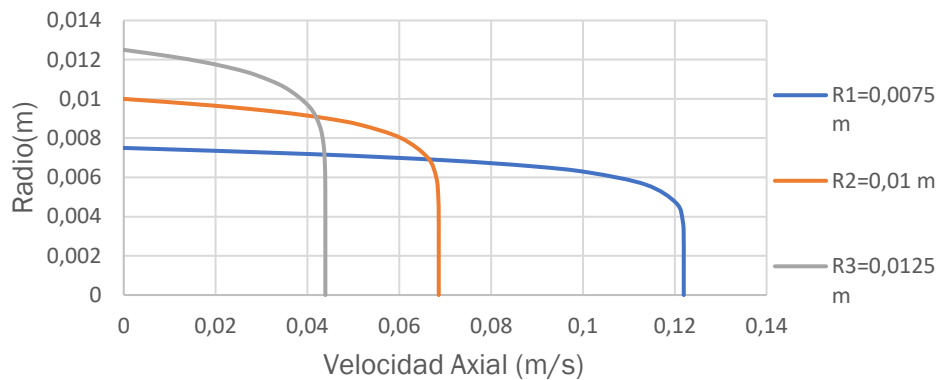
FIGURA 24. DEGRADACIÓN DE LA CONDICIÓN DE ENTRADA SIN CONDICIÓN DE SALIDA.

Variación espacial

Con objetivo de comprobar la adaptación del perfil a las distintas condiciones geométricas impuestos se han graficado 3 perfiles para los casos extremos del DOE y un valor medio como caso estándar. Es importante recordar que en ningún momento se ha modificado el código del UDF, si no que sean cambiado parámetros del sistema de Fluent y se ha observado la respuesta.

Podemos estar seguros que la condición será válida en todo el espectro del experimento.

FIGURA 25. PERFILES DE VELOCIDAD PARA DISTINTOS RADIOS DE AORTA



Solución contrastada

Habiendo contrastado ya el modelo básico, se pretende ahora poner a prueba el modelo comparando el resultado que nos brinda este, y un modelo similar de otro autor. En este caso se ha escogido el realizado por Tim Van Kruchten en su Proyecto de Fin de Master en Ciencia en Física Aplicada: “CFD Modeling of Abdominal Aortic Aneurysms”(Kruchten 2015). La única diferencia entre su planteamiento y el nuestro, más allá de la representación de la geometría, es que en su trabajo no se ha tenido en cuenta el efecto de la presión mientras que en nuestro modelo se impone una presión a la salida.

Teniendo esta diferencia en cuenta, se pretende reproducir uno de los resultados que obtiene Van Kruchten, realizando un mapa del valor del OSI en todo el modelo aneurismático, a medida que el índice de dilatación cambia.

A continuación, se muestra la adaptación del “Standard case” de Tim en nuestra geometría. Se trata de un aneurisma con un diámetro de aorta de 22 mm, un diámetro de aneurisma de 48 mm y una longitud del aneurisma de 58 mm, dando un ratio de longitud (definido en su trabajo como la longitud del aneurisma entre el diámetro de la aorta) de 2,6.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

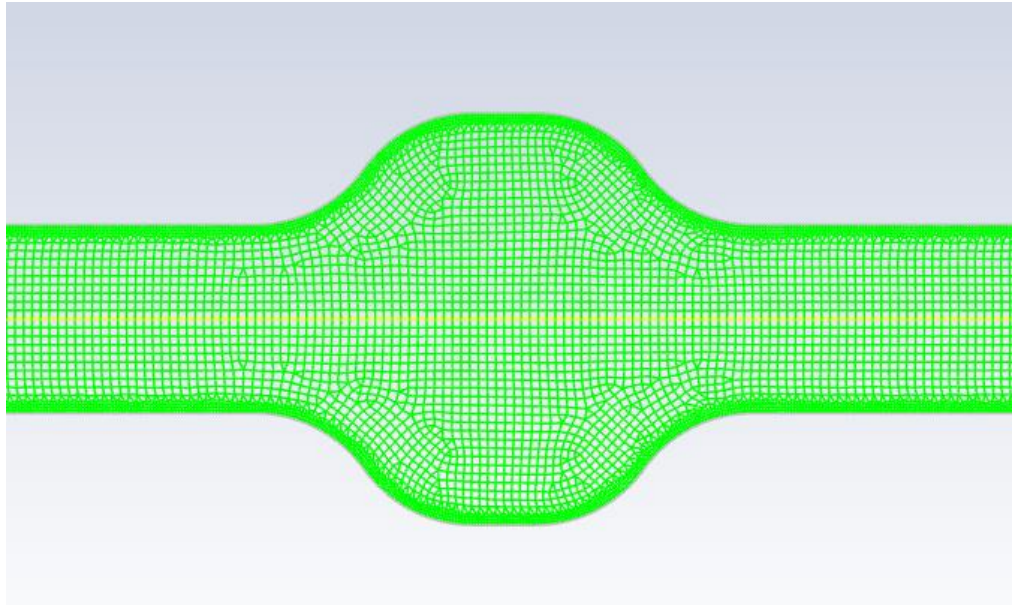


FIGURA 26. MODELO PARA EL CASO STANDARD

Se estudiará el OSI medio de la pared del aneurisma para ratios de longitud de 2.6, 3.3, 4.6 y 5.3.

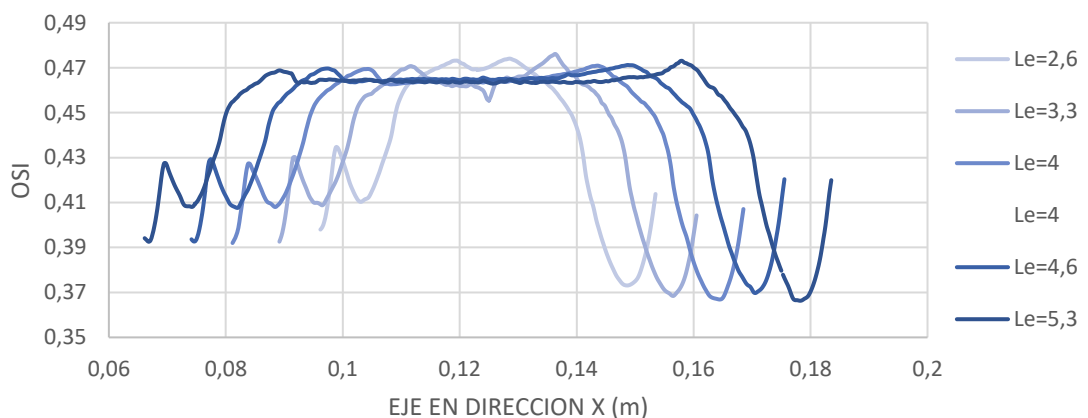


FIGURA 27. OSI MEDIO PARA DISTINTOS LE

Los resultados mostrados en la figura 27 son practicamente iguales a los que Tim presenta en su trabajo con resultado de la simulación, encontrando dos picos del OSI a la entrada del aneurisma y a la salida, y manteniendo un OSI aproximado de 0.465 a lo largo del aneurisma en todos los casos. Aunque hay que tener en cuenta que él trabaja con una simulación en 3D y una malla enormemente mas densa. Podemos observar sus resultados en la figura 28 .

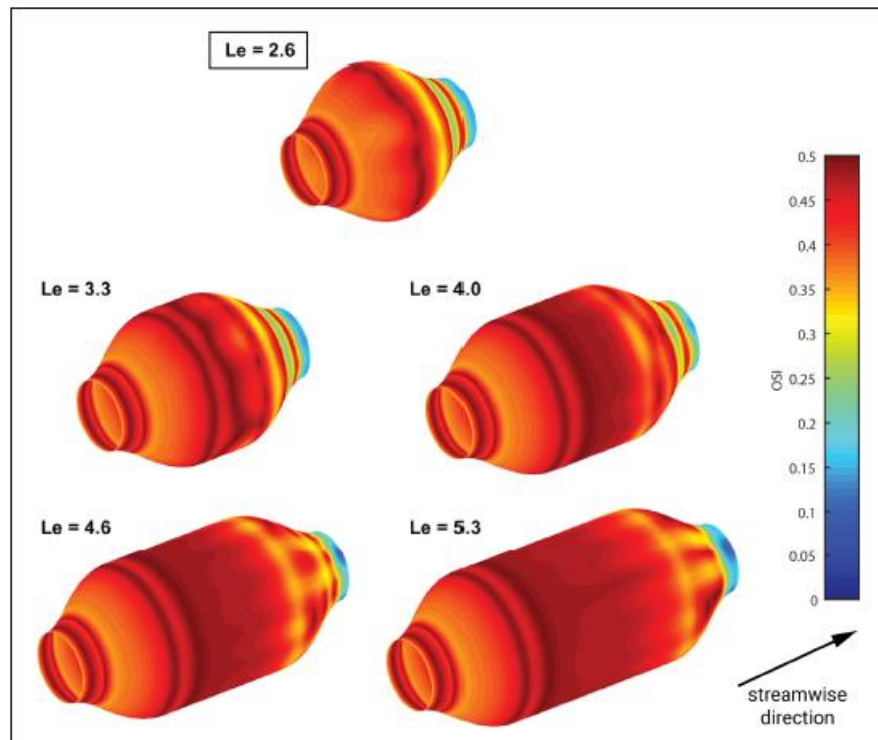


FIGURA 28. CONTORNOS DEL OSI PARA DIFERENTES COEFICIENTES DE DILATACIÓN (KRUCHTEN 2015).

2.2.3. Geometrías y parametrización

Como se expone en la introducción de este proyecto, los aneurismas pueden tener muchas formas y tamaños. Pueden ser saculares, y no responder a ningún tipo de simetría apareciendo como expansiones drásticas en solo una zona de la pared vascular, como sucede en los pequeños vasos cerebrales de geografías complicadas. Al contrario, pueden adoptar formas simétricas respecto al eje de la arteria, algo que es más esperable en arterias de gran diámetro y en tramos fundamentalmente rectos.

El último es el caso que se trata en este proyecto, pues la Aorta es de los vasos más grandes del cuerpo humano, y el tramo abdominal (si se estudiara el torácico sería una historia distinta) es fundamentalmente recto.

Por ello, y en visión de quitar carga computacional a la simulación, se ha decidido imponer la condición de simetría con el eje y parametrizar solo el perfil de revolución en dos dimensiones.

Para intentar llegar a tantas geometrías reales como sea posible, a continuación, se presentan dos modelos distintos. El primero será el más útil sobre el papel para analizar aneurismas abdominales de aorta, ya que es el más parecido a un caso fusiforme y se adaptará sin ningún problema a las dimensiones de este tipo de aneurismas. Por otra parte, se ha creado un segundo modelo que puede adaptarse mejor a aneurismas con altas tasas de deformación y pequeños índices de dilatación, es decir, se aproximan más a saculares.

El gran reto de crear estos modelos no es solo la geometría, aunque conseguir una representación fiel ya es suficientemente complicado, sino hacer que sea adaptable a todos los casos del DOE sin la necesidad de modificarla en ningún momento. De esta manera la simulación puede correr de golpe y la cantidad de recursos necesarios para llevar a cabo el proyecto es mucho menor.

La única manera de hacer esto es parametrizar las tres dimensiones que afectan a los números adimensionales mencionados al comienzo del trabajo, y establecer condiciones entre ellas que modifiquen el resto de medidas y aseguren compatibilidad en todo el rango que se va a estudiar. Y es que, para comparar y validar la efectividad del segundo modelo, se correrán los mismos DOE que en el fusiforme.

Fusiforme

Este perfil se conforma por dos líneas paralelas al eje, una de ellas separada una distancia " $d/2$ " siendo " d " el diámetro de la aorta. La otra estará separada una distancia " $D/2$ " siendo " D " el diámetro del aneurisma. La conexión entre la pared vascular y la aneurismática, la realizan dos arcos tangentes entre sí y a las dos rectas, de forma que nunca se rompa la continuidad del perfil, y que además deben tener el mismo radio, que no se encuentra definido, si no que cambia en función a los parámetros de entrada y a las condiciones aquí expuestas.

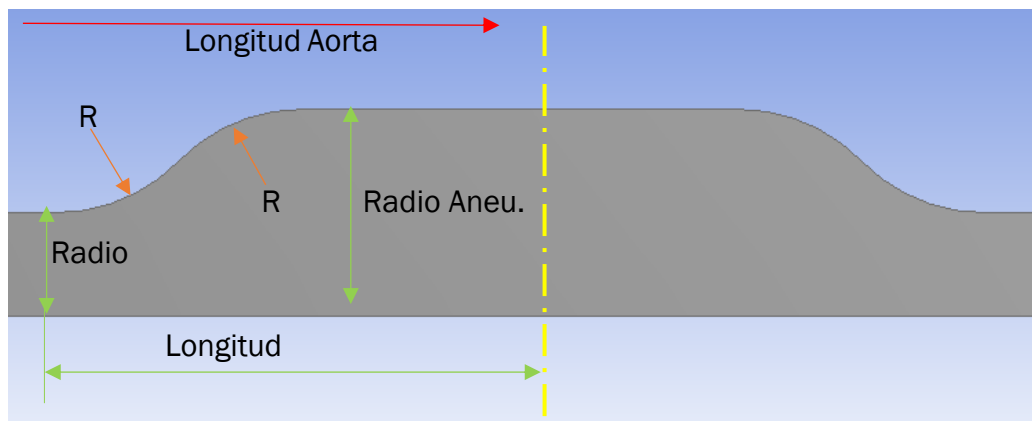


FIGURA 29. DEFINICIÓN DE PARÁMTEROS GEOMÉTRICOS.FUSIFORME.

De la figura 29 las acotaciones verdes son variables y son los parámetros de entrada al modelo para cada simulación.

La acotación en color rojo, es una distancia fija que en este caso se ha considerado de 125 mm por ser suficiente para que el perfil de velocidad en la entrada, puede desarrollarse a un perfil más perturbado y aún más parecido al flujo real. Además, se ha impuesto como condición que el aneurisma siempre este centrado dentro de la longitud de la arteria, marcado por el eje de simetría amarillo de la figura 29.

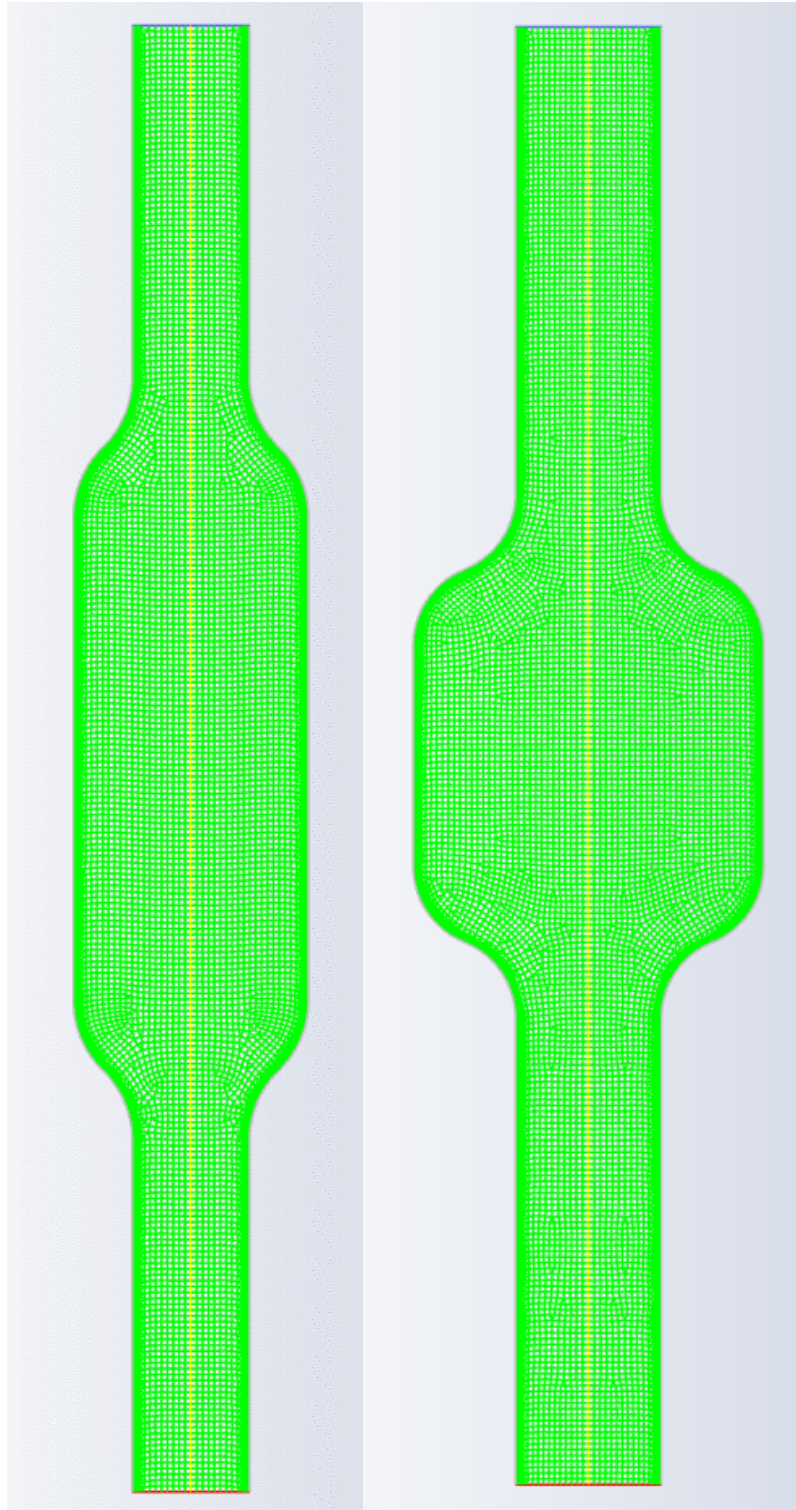
Por último, la acotación en naranja, adoptará las medidas necesarias para que el resto de medidas sean compatibles y que las condiciones impuestas se cumplan.

A continuación, se presentan dos ejemplos de modelos en casos muy distintos para demostrar la adaptabilidad del modelo. La imagen de la izquierda

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

representa un caso con $D=60$ mm y $L=90$ mm, mientras que la imagen de la derecha $D=40$ mm y $L=130$ mm.

En ambos se puede observar de la misma forma como el mallado se adapta sin problema.



Sacular

Este perfil se conforma por una línea paralela al eje que delimitará la arteria aorta, y un arco de tres puntos centrado en el eje de simetría (acotación amarilla), que hará las funciones de pared aneurismática. Como conexión se ha establecido un arco de acuerdo de 5 mm de valor constante, tangente a la paralela al eje y al propio arco.

El arco que conforma el aneurisma brinda una mayor flexibilidad de la geometría ante situaciones más extremas, pudiendo ser posible formar aneurismas eminentemente saculares, si no fuera porque se sigue manteniendo la condición de simetría axial. Si bien se simulará con los mismos parámetros en las dos geometrías, cabe destacar la utilidad que podría tener este modelo para el estudio de aneurismas saculares corrigiendo con coeficientes de simetría muy bajos.

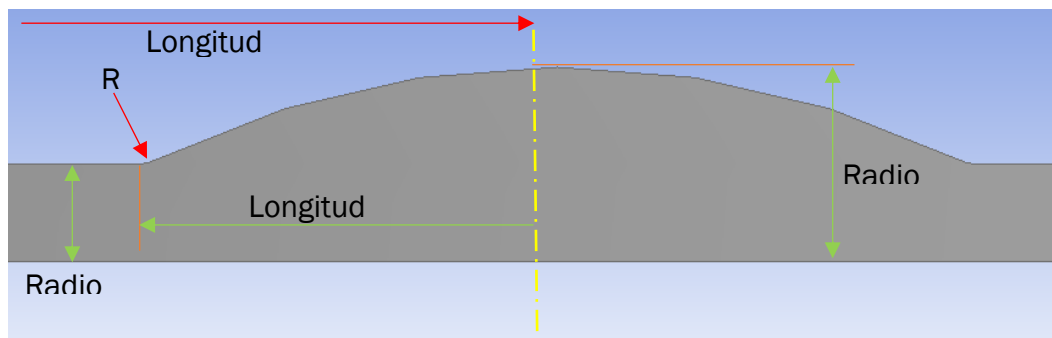
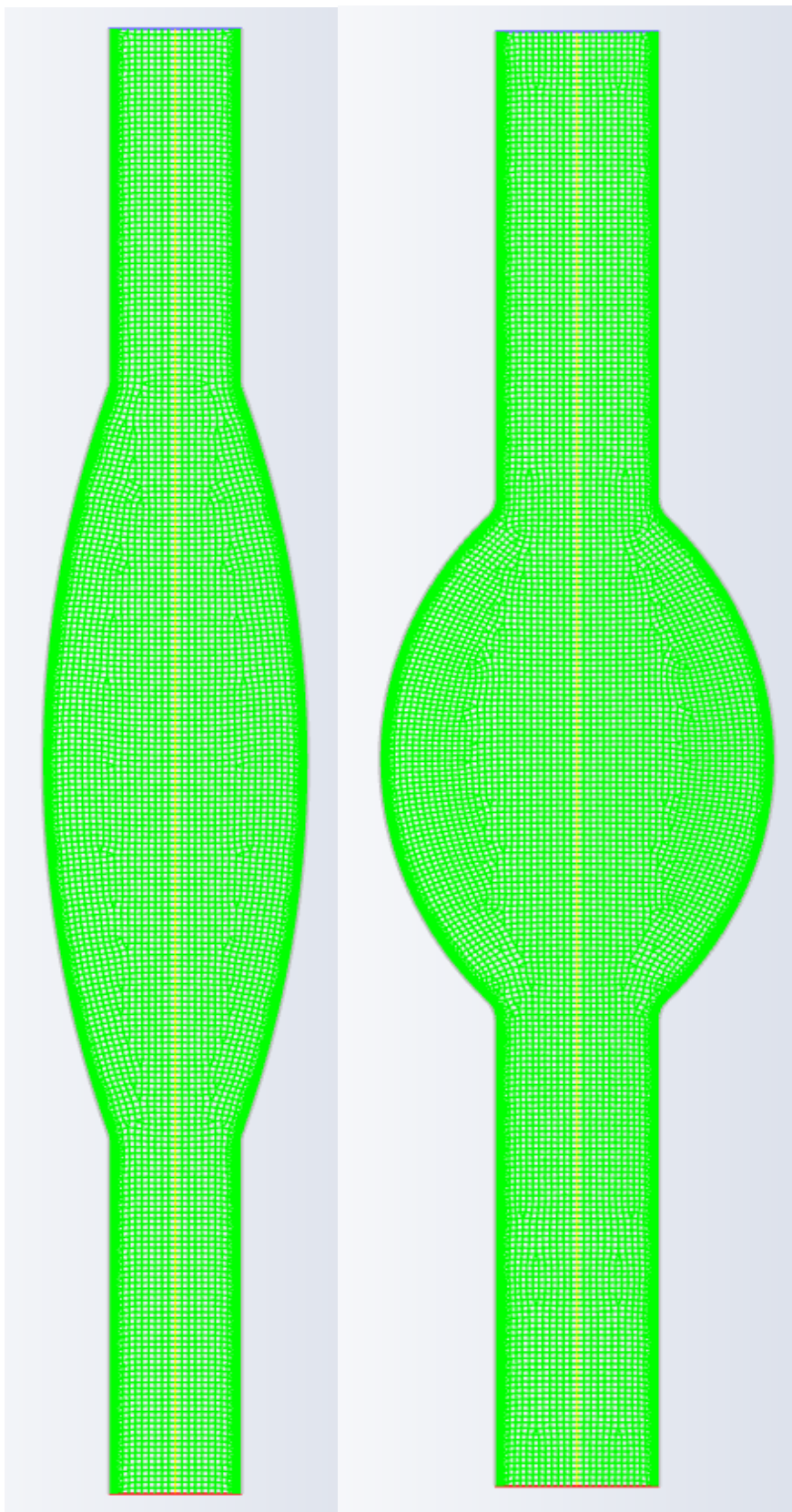


FIGURA 30. DEFINICIÓN DE PARÁMETROS GEOMÉTRICOS. SACULAR.

El “Radio aneurisma” fijará el primer punto del arco, que además debe estar centrado en toda la longitud del aneurisma, también de 250 mm en este caso. La “Longitud aneurisma” y el “Radio Aorta” marcarán el segundo punto del arco, y el tercer punto se obtendrá por simetría. El enlace entre el segundo punto del arco y la recta se realiza a través del radio de acuerdo tangente. Las acotaciones en rojo toman valores fijos, mientras que las verdes serán variables a medida que se simulen los diferentes casos. En la imagen de la izquierda se muestra un modelo con $D=60$ mm y $L=90$ mm, mientras que en la derecha con $D=40$ mm y $L=130$ mm.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.



En ambos se puede observar de la misma forma como el mallado se adapta sin problema. Por último, se muestra un caso extremo que se acerca más a un sacular real: (Longitud y radio del aneurisma de 20 mm. Radio de acuerdo de 3 mm)

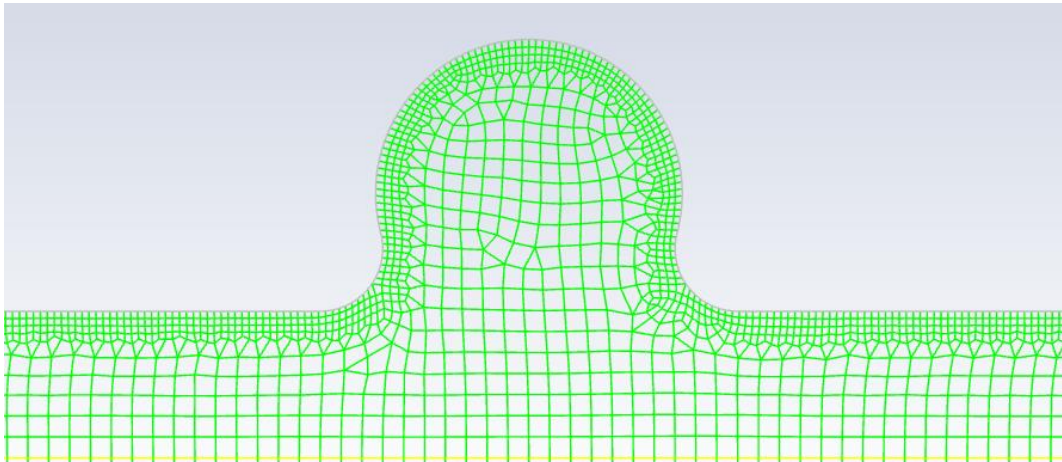


FIGURA 31. MALLADO PARA MODELO SACULAR

Si bien la geometría del modelo fusiforme se aproxima más cuando se trata de aneurismas muy desarrollados, el sacular puede ser de gran utilidad cuando el aneurisma es más pequeño, se está empezando a desarrollar, o simplemente la forma se asemeja más a este. Y es que los aneurismas reales tienen formas muy complejas, poco reproducibles por modelos tan genéricos como estos, y que solo pueden atender a modelos específicos por pacientes. Sin embargo, aquí se está intentando aislar algunos de los parámetros geométricos que intervienen en uno real para observar cómo influyen en la peligrosidad y el posible desarrollo del aneurisma.

2.2.4. Diseño y análisis de experimentos

Se propone crear un sistema virtual simplificado que sustituya a la simulación pero que pueda responder a los mismos estímulos que servirían de parámetros de entrada en una simulación. La gran ventaja de tener un sistema con estas características es que puede darnos resultados parecidos a los de una simulación que podría tardar horas o días en sucederse, en apenas segundos.

Para ello, es necesario simular nuestro modelo en diferentes situaciones, para así tener una serie de casos que relacionen las entradas con las salidas del sistema. Así, podemos dividir el trabajo en el diseño de los experimentos (DOE) que no son otros que las simulaciones que se van a correr, y en el análisis de los datos de salida mediante una superficie de respuesta.

DOE

El Design Of Experiments (C.Montgomery 2013) o diseño de experimentos en español, es una etapa decisiva en la correcta aproximación del sistema a la simulación real. Consiste en escoger ciertos valores de cada uno de los parámetros de entrada para que en el mínimo número de casos den una representación total e independiente del sistema. Obviamente, este factor es inseparable del método de interpolación que se utilice en el postprocesado a la hora de crear las superficies de respuesta, pero eso se abordará más adelante.

Entre los posibles métodos que existen para ordenar los casos de manera aleatoria, se ha escogido el Latin Hypercube Sampling Method (LHS). Es un método que lleva utilizándose desde finales de los 90 y, aunque ya se ha visto superado por el avance de la tecnología y la velocidad de los nuevos sistemas de simulación, es una muy buena opción cuando se opera en sistemas relativamente lentos como es el CFD.

El primer paso para implementar el método es definir los intervalos de cada parámetro. Como en nuestro caso los valores de los parámetros de entrada tienen límites físicos por lo que representan, no se pueden dar valores demasiado extremos y se ha recurrido a los intervalos propuestos en el artículo de investigación realizado con el Hospital universitario de Valladolid "Estudio paramétrico de tensiones hemodinámicas en modelos de aneurismas de aorta abdominal" (Soudah et al. 2015) así, como en el artículo de investigación de la Uva: "Predicción de riesgo de ruptura de Aneurismas de aorta Abdominal"(Vilalta-alonso et al. 2015).

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Longitud del aneurisma (mm)	(90-130)
Radio del Aneurisma (mm)	(20-40)
Radio Aorta (mm)	(7,5-12,5)

A continuación, el método consiste en dividir estos intervalos en un número n de “dimensiones” o subintervalos equiespaciados dentro del intervalo original. En nuestro caso, se ha decidido que $n=30$. Así si existiera un parámetro cuyo intervalo fuera (0-30), el primer subintervalo sería 0-1, el segundo 1-2, etc. Una vez se han definido todos los subintervalos se escoge un valor aleatorio en ellos. Esto resultará en una columna de 30 valores para cada uno de los 3 parámetros. Por último, se definen los experimentos agrupando de manera aleatoria los valores obtenidos en la columna.

Este ha sido el DOE utilizado para el modelo Fusiforme:

	LongitudAneurisma (mm)	RadioArteria (mm)	RadioAneurisma (mm)
1	108	10,75	20,33
2	114,67	11,08	29,67
3	90,67	9,42	31
4	110,67	11,75	36,33
5	93,33	8,75	25
6	126,67	7,5	39,67
7	109,33	12,08	27,67
8	125,33	11,92	37,67
9	100	9,92	25,67
10	97,33	12,42	35
11	102,67	9,75	33
12	96	9,08	23
13	106,67	10,08	37
14	117,33	7,75	26,33
15	101,33	11,58	30,33
16	122,67	9,58	29
17	121,33	11,42	23,67
18	113,33	9,25	22,33
19	94,67	8,58	28,33
20	92	8,42	35,67
21	105,33	7,92	39
22	124	10,42	34,33
23	128	11,25	27

24	98,67	10,58	32,33
25	118,67	8,08	38,33
26	112	8,92	21
27	120	10,92	31,67
28	116	10,25	24,33
29	129,33	8,25	21,67
30	104	12,25	33,67

ROM

Un ROM (Reduced Order Model) es entendido como una simplificación matemática de un sistema complejo que puede operar en un tiempo mucho menor al sistema original(Lassila et al. 2014).

Si bien el ROM puede operar prácticamente a tiempo real, no hay que olvidar que el proceso de creación es costoso computacionalmente, pues requiere de numerosos pares entrada-salida o estímulo-respuesta. Es muy útil cuando los algoritmos clásicos de regresión no consiguen adaptarse a todas las condiciones del sistema, pero hay que destacar que generalmente la robustez del ROM no es demasiado elevada y es muy sensible a variaciones en el intervalo definido en el DOE. De esta manera, en ocasiones se interpolan ROM de intervalos pequeños para poder asegurar que el sistema es fiel y robusto.

Se ha escogido este recurso porque no es necesario recrear campos de variables como pueden ser velocidad, presión, esfuerzo cortante, etc., solo nos interesa obtener ciertos valores discretos como el esfuerzo cortante acumulado en el ciclo o el OSI en la pared aneurismática.

Un ROM también se puede definir como una superficie de respuesta, que es una correlación de variables de entrada con otras de salida en n dimensiones, donde n es la cantidad de parámetros de entrada y salida. De esta manera, una superficie de respuesta será graficable con hasta 3 parámetros (resultando 3 dimensiones) pero a partir de ahí se formula matemáticamente sin representación posible. A continuación, se muestra un ejemplo de la curva de respuesta y la superficie de respuesta, siendo parámetros de entrada la temperatura y la presión de una reacción y la de salida la producción de ácido sulfúrico (yield).

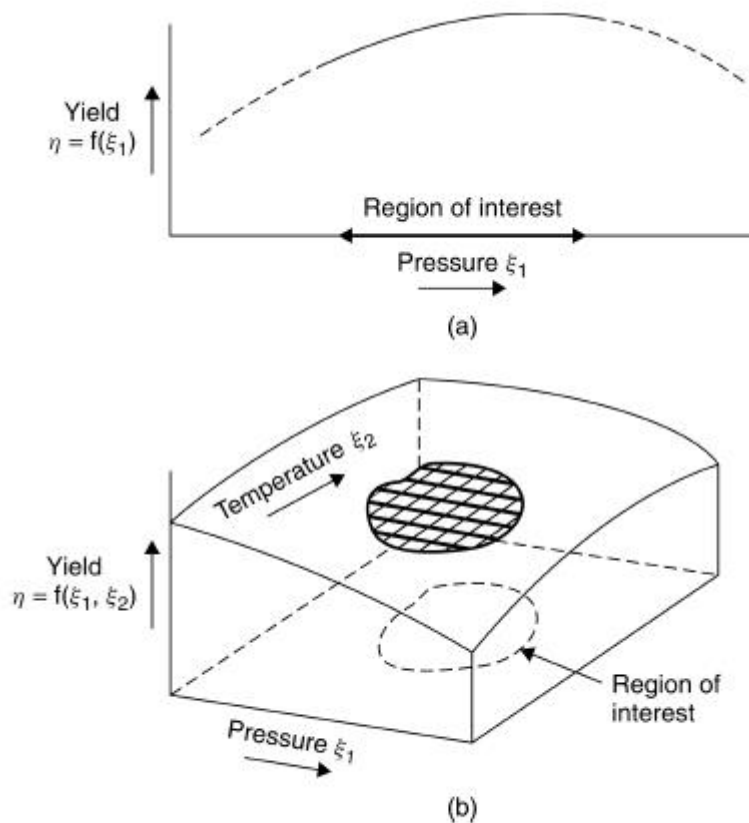


Figure 1.1. (a) A response curve. (b) A response surface.

FIGURA 32. SUPERFICIE DE RESPUESTA.(E.P.BOX Y R. DRAPER 2007)

Como es lógico, es necesario implantar un método de interpolación para que la superficie de respuesta pueda aproximar mediante curvas los conjuntos de puntos discretos resultantes del DOE(E.P.Box y R. Draper 2007).

En este trabajo se ha escogido la regresión no paramétrica.

La regresión no paramétrica es un sistema que se adapta muy bien al posible ruido en los resultados, debido a la creación de una franja de error, que funciona como tolerancia, dentro de la cual se incluyen la gran mayoría de los resultados. Como su nombre indica, la regresión no tiene parámetros predefinidos que se adaptarán al modelo, sino que es el mismo modelo el que genera los parámetros. Es por ello que necesita de un número grande de muestras para ser fiel a los resultados.

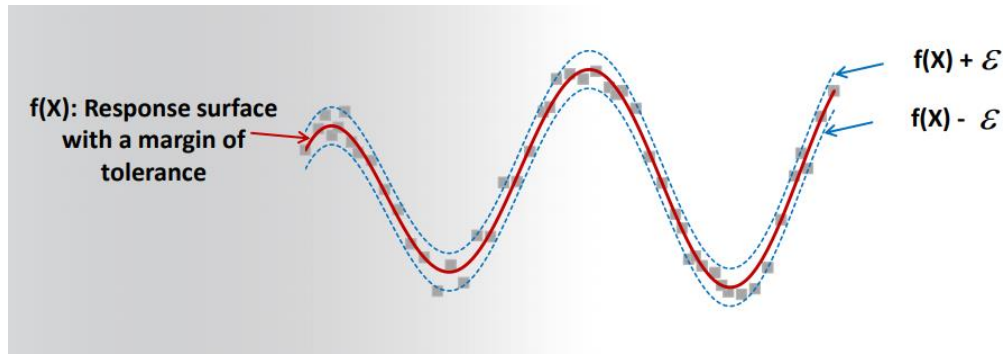


FIGURA 33. REGRESIÓN NO PARAMÉTRICA.(ANSYS, S. F.)

2.3. Resultados

Se muestran a continuación los resultados obtenidos de la simulación del DOE, y el tratamiento posterior de esos datos.

2.3.1. Regresión: Bondad de ajuste

La fidelidad del ajuste se puede estimar a través de parámetros estadísticos. A continuación, se enuncia el que se considera más relevante, y el valor que toma para el modelo fusiforme.

Coefficiente de determinación: también conocido como el error R^2 , estima la bondad de la representación de la variabilidad de los parámetros de salida, cuanto más próximo a 1, más fiel. Debido al tamaño relativamente reducido de nuestro bloque de experimentos, se tomará como referencia para este apartado el coeficiente de determinación ajustado al número de experimentos, que en nuestro caso son 30.

Los valores de bondad de ajuste obtenidos sobre los resultados de la simulación fusiforme con una regresión no paramétrica son los siguientes (se han tomado dos valores de salida cualesquiera):

	OSI medio	TAWSS
R^2 (Puntos de aprendizaje)	0,9903	0,99853

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

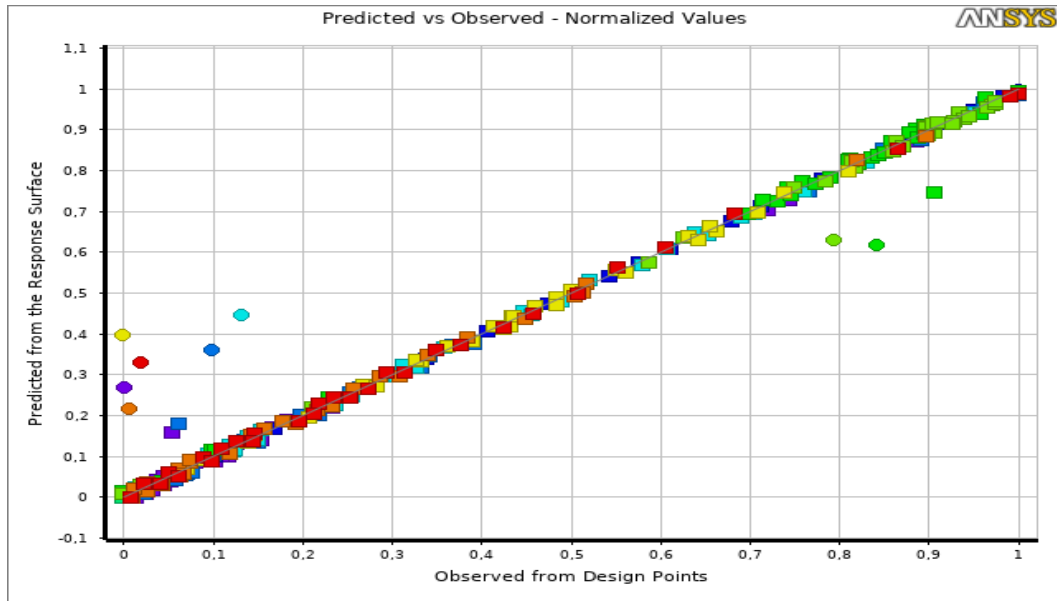
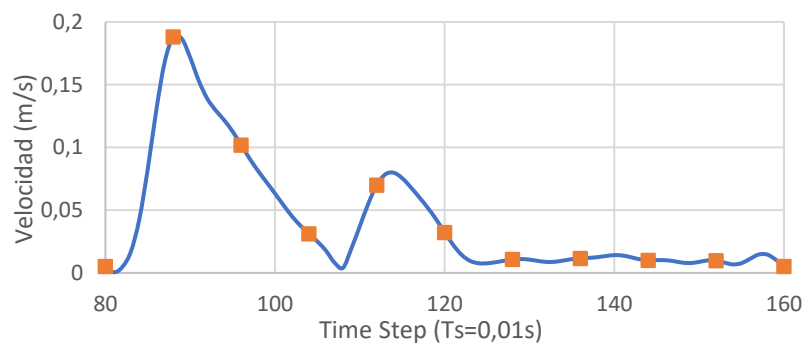


FIGURA 34. BONDAD DE AJUSTE DE LA REGRESIÓN NO PARAMÉTRICA

2.3.3. Contornos de Presión y velocidad

En este apartado se pretende dar una imagen general de la distribución de presión y velocidad en el aneurisma durante un ciclo cardiaco.

Para ello se ha representado los contornos de velocidad axial y presión estática en 10 instantes de tiempo equiespaciados durante el ciclo. Desde $t = 0$ segundos a $t = 0,8$ segundos, para las dos geometrías propuestas, como se representa a continuación en los puntos sobre el gráfico:



Si bien presentan diferencias en la geometría del contorno, se puede dividir el ciclo cardíaco en una zona sistólica y otra diastólica. Durante la primera, como se puede observar en las figuras 37 y 47 se producirá un pico del caudal y por lo tanto un aumento de la velocidad de la sangre en el sentido propuesto.

Durante el segundo pico de caudal también aumentará de velocidad la sangre, aunque existe la posibilidad de un pequeño flujo reverso en las zonas más próximas a las paredes arteriales. (Figuras 38 y 48)

Después del segundo pico, aparece una zona de flujo reverso y turbulencia a la entrada principalmente (Figuras 40 y 50), en la zona de transición entre la arteria y el aneurisma, que generará un vórtice que cambiará de forma y dimensiones a medida que continúa el ciclo y el aneurisma cambia su geometría.

En el caso uniforme, a pesar de que solo se genera el vórtice en la entrada, al graficar los contornos de velocidad axial, son también intensos en la misma zona en la salida del aneurisma, aunque esta ocasión no genera un remolino pues se trata de un flujo convergente.

El caso sacular a la salida es diferente, pero se abordará en el siguiente apartado.

Contornos de velocidad

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

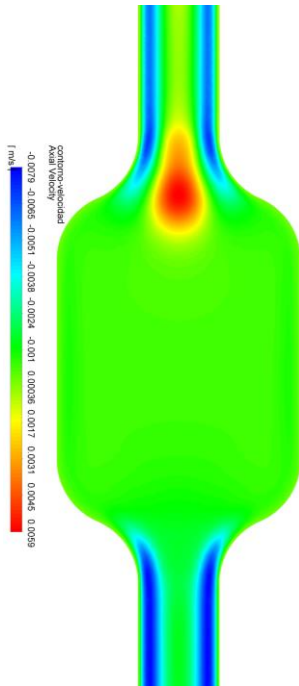


FIGURA 35. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0 SEG

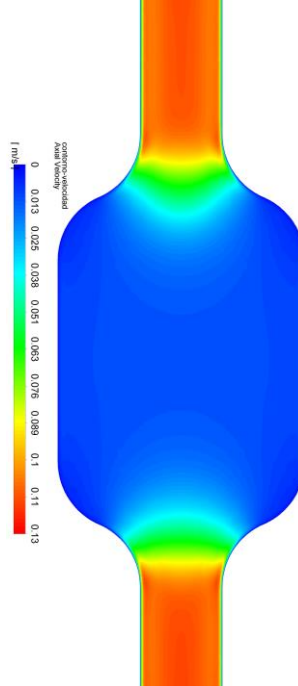


FIGURA 36. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,08 SEG

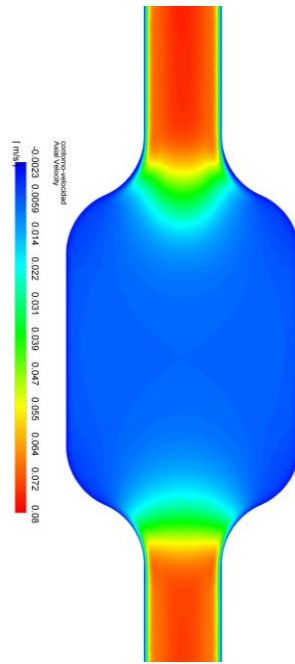


FIGURA 37. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,16 SEG

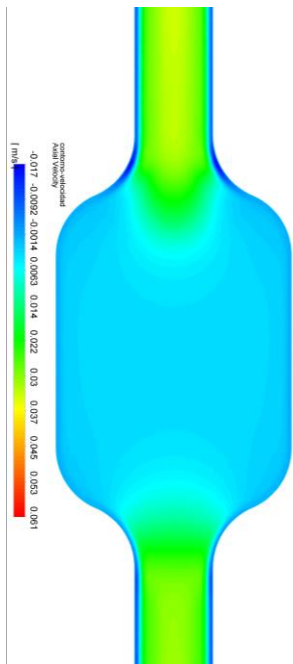


FIGURA 38. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,24 SEG

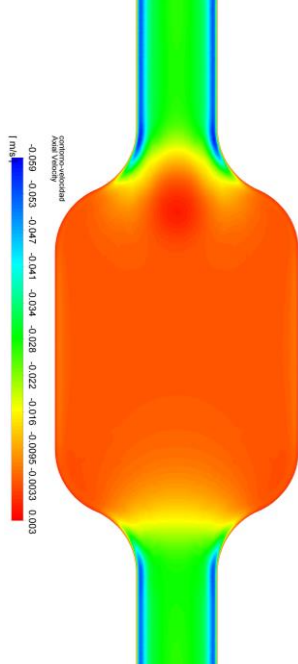


FIGURA 39. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,32 SEG

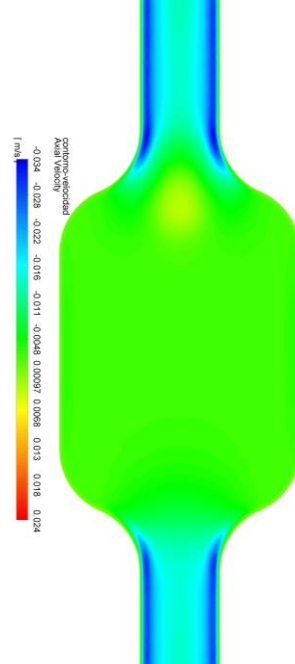


FIGURA 40. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,40 SEG

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

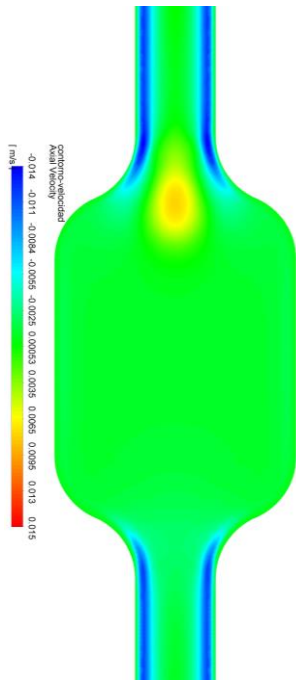


FIGURA 41. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,48 SEG

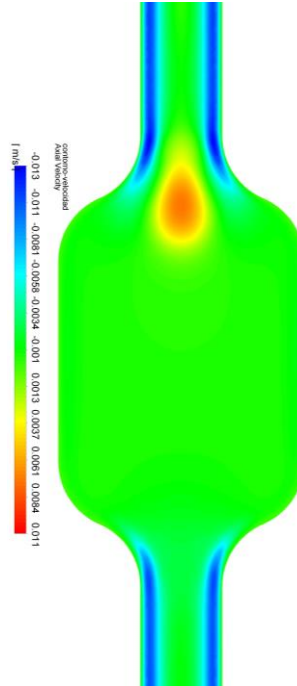


FIGURA 42. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,56 SEG

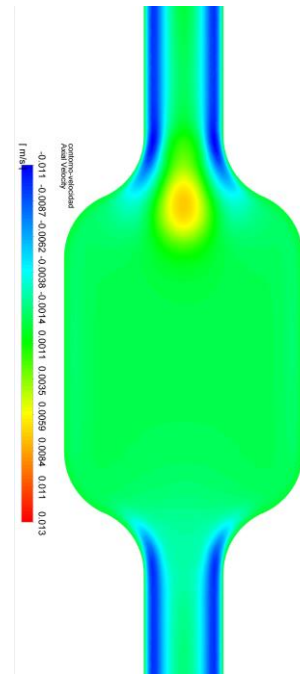


FIGURA 43. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,64 SEG

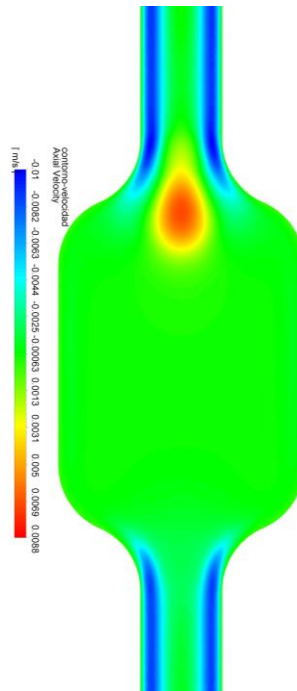


FIGURA 44. FUSIFORME. VELOCIDAD. T=0,72 SEG

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

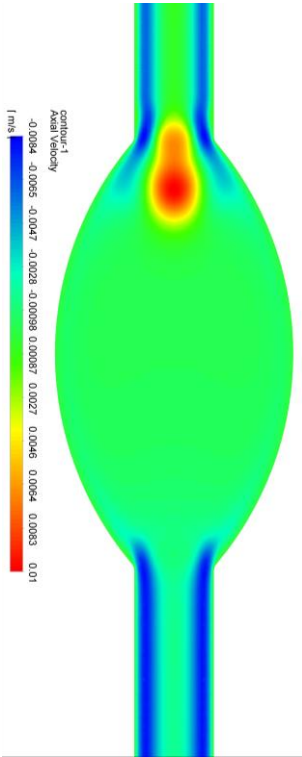


FIGURA 45. SACULAR. VELOCIDAD. T=0 SEG

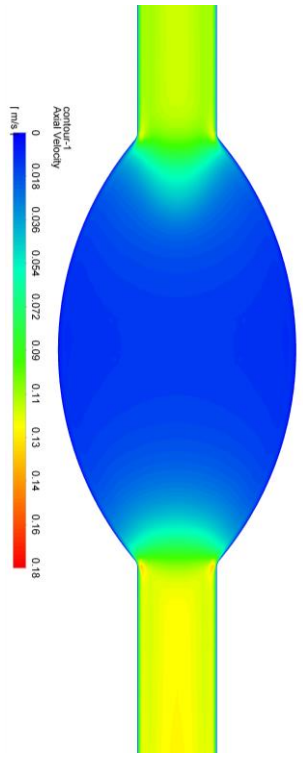


FIGURA 46. SACULAR. VELOCIDAD. T=0,08 SEG

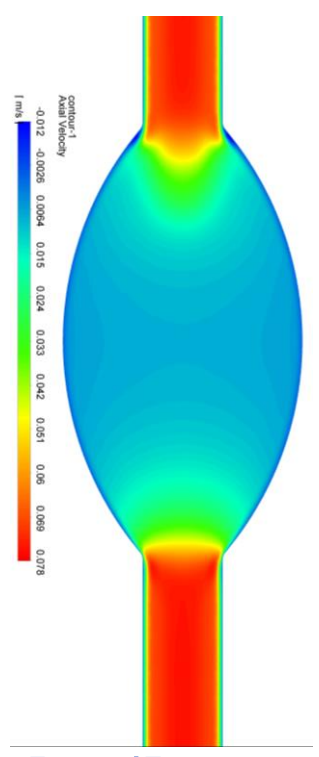


FIGURA 47. SACULAR. VELOCIDAD. T=0,16 SEG

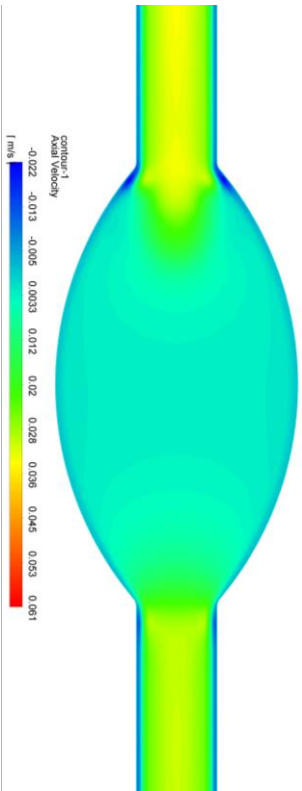


FIGURA 48. SACULAR. VELOCIDAD. T=0,24 SEG

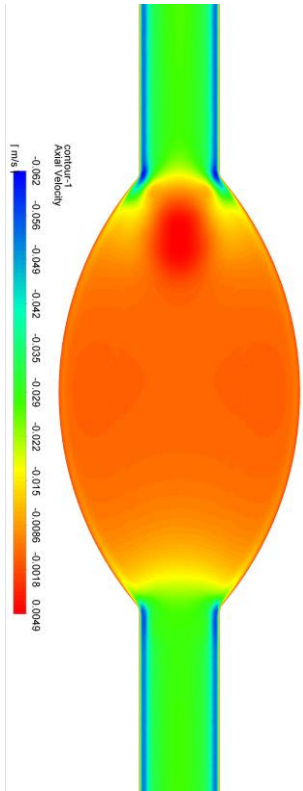


FIGURA 49. SACULAR. VELOCIDAD. T=0,32 SEG

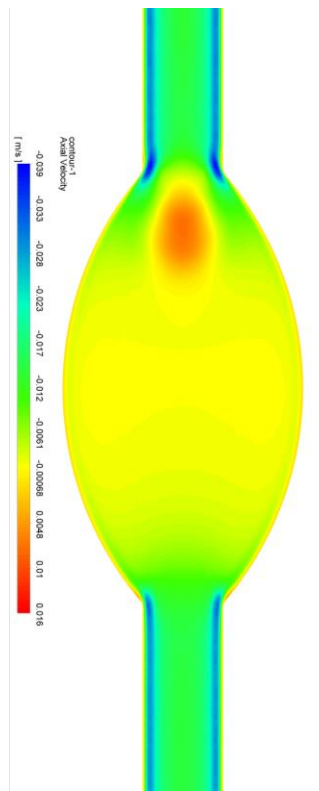


FIGURA 50. SACULAR. VELOCIDAD. T=0,40 SEG

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

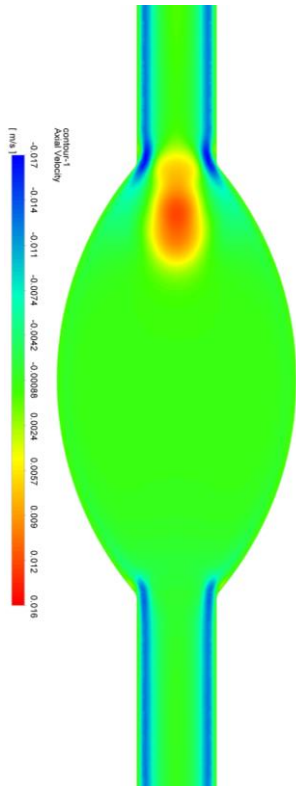


FIGURA 51. SACULAR.
VELOCIDAD. T=0,48 SEG

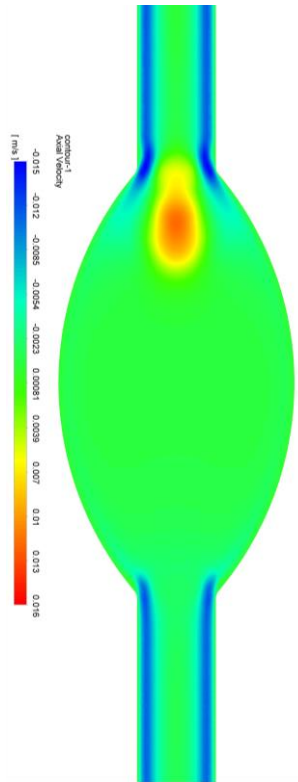


FIGURA 52. SACULAR.
VELOCIDAD. T=0,56 SEG

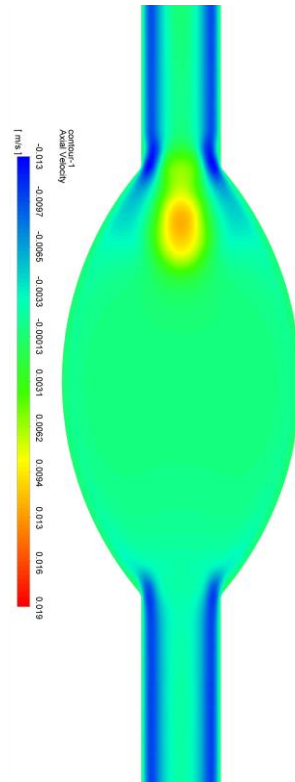


FIGURA 53. SACULAR.
VELOCIDAD. T=0,64 SEG

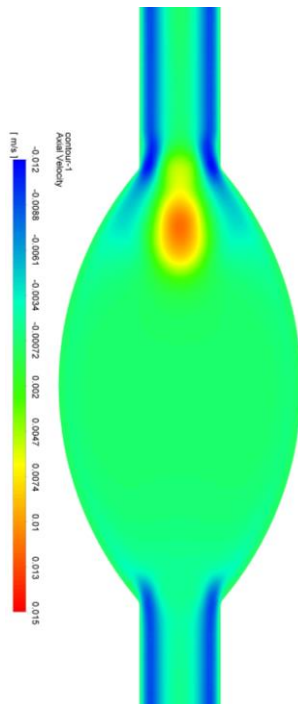


FIGURA 54. SACULAR.
VELOCIDAD. T=0,72 SEG

Presión y líneas de corriente

A continuación, se muestran los contornos de presión estática superpuestos con las líneas de corriente. Los valores de presión estática estarán comprendidos entre 80 mm Hg y 120 mm Hg, aunque los colores aquí representan una escala local, de ese instante en particular, que nos muestra si el gradiente de presión es favorable o no al sentido de flujo y cómo influye eso en los patrones de movimiento del fluido.

Podemos ver que durante el pico sistólico el flujo es muy ordenado (Figuras 56 y 66), mientras que en las zonas de transición el flujo se desordena y la vorticidad aumenta (Figuras 60 y 70).

Al entrar el aneurisma, el flujo se expande dentro de este, aunque el caudal en la zona central es muy superior al de la zona próxima a las paredes, y al salir el flujo se acelera y ordena. (Figura 58)

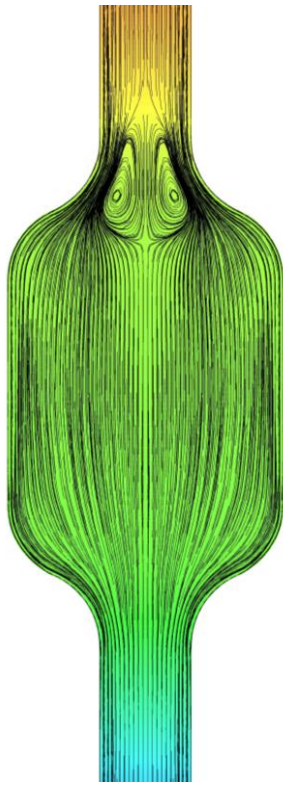


FIGURA 55. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0 SEG

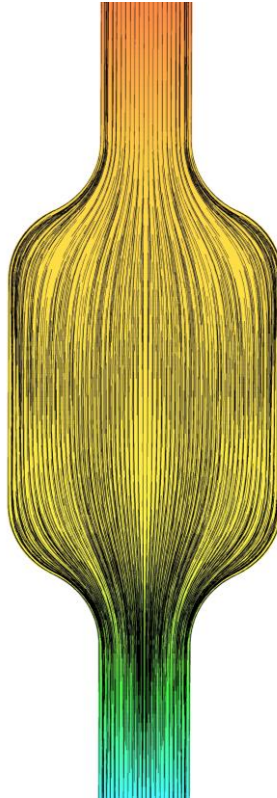


FIGURA 56. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,08 SEG

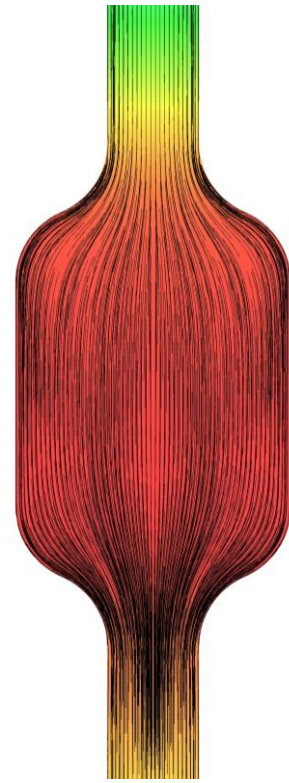


FIGURA 57. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,16 SEG

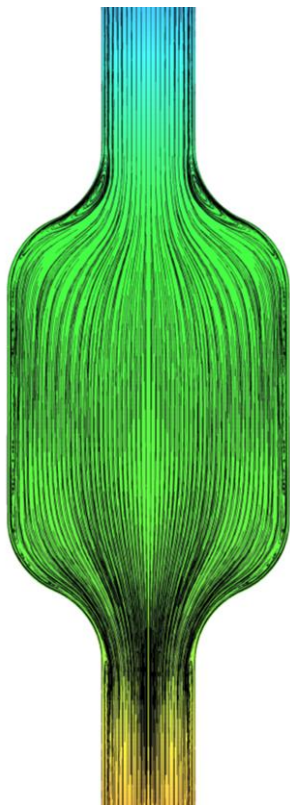


FIGURA 58. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,24 SEG

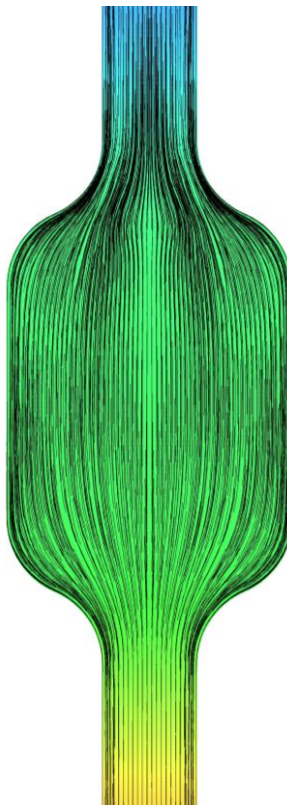


FIGURA 59. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,32 SEG

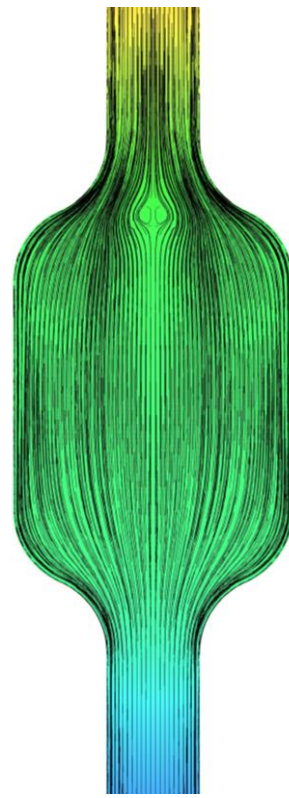


FIGURA 60. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,40 SEG

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.



FIGURA 61. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,48 SEG



FIGURA 62. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,56 SEG



FIGURA 63. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,64 SEG

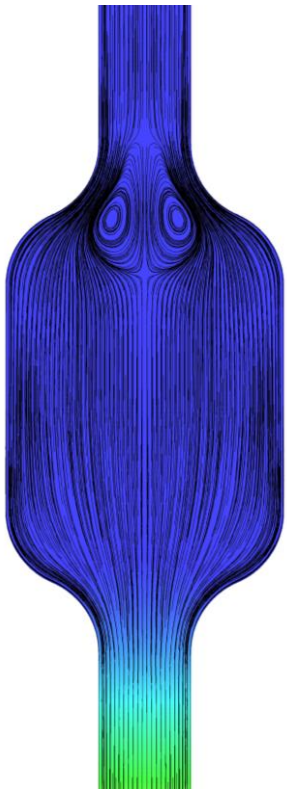


FIGURA 64. FUSIFORME.
CORRIENTE. T=0,72 SEG

La mayor diferencia entre los dos modelos es que en el sacular, incluso en el instante de mayor caudal, aparecen dos zonas de remolinos pegadas a las paredes en la entrada (Figura 67), que en la geometría fusiforme simplemente no existían. En algunos instantes, por tanto, coexistirán el reflujos con estos dos vórtices a la entrada (Figura 71).

Al contrario que en el caso anterior, a la salida se observan remolinos, y es que el flujo reverso pegado a la pared es también divergente y por tanto es favorable a que aumente la vorticidad (Figura 68).

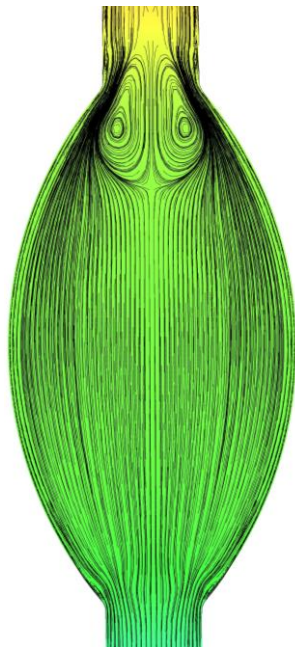


FIGURA 65. SACULAR.
CORRIENTE. T=0 SEG

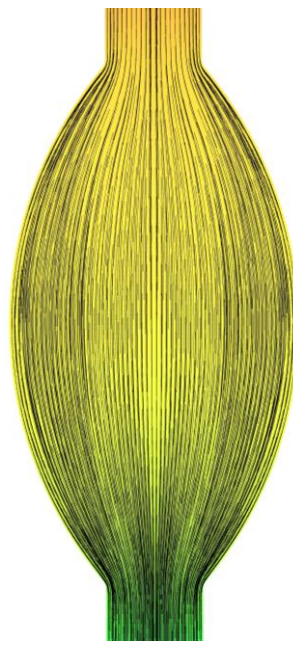


FIGURA 66. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,08 SEG

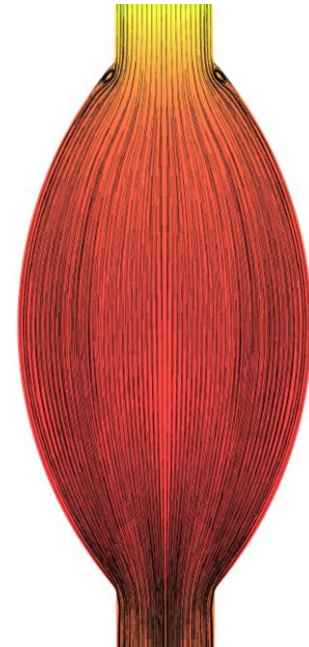


FIGURA 67. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,16 SEG

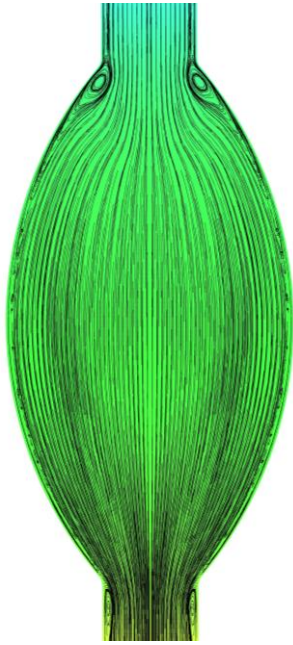


FIGURA 68. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,24 SEG

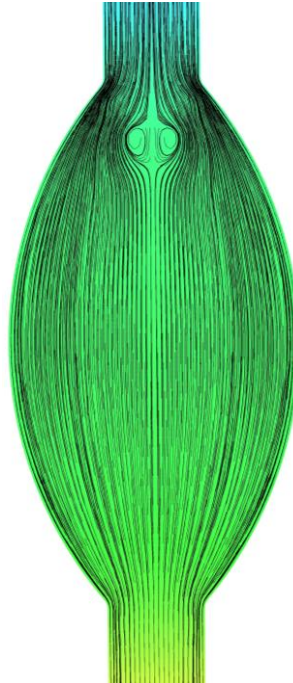


FIGURA 69. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,32 SEG

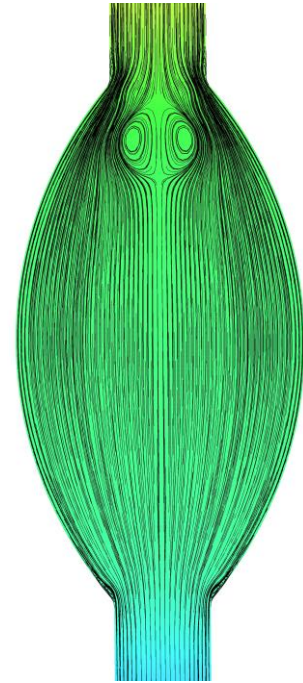


FIGURA 70. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,40 SEG

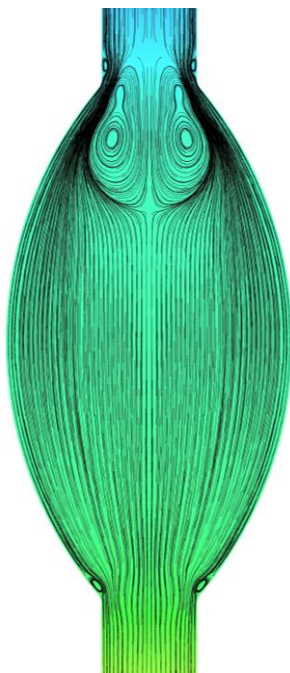


FIGURA 71. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,48 SEG

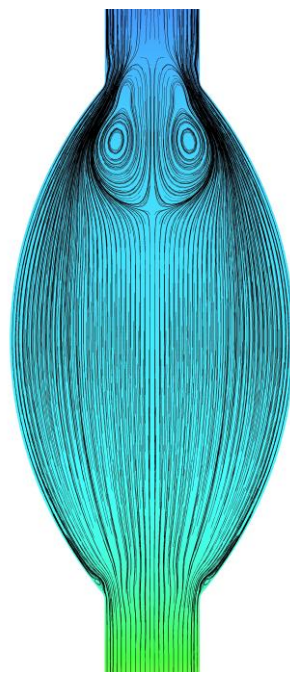


FIGURA 72. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,56 SEG

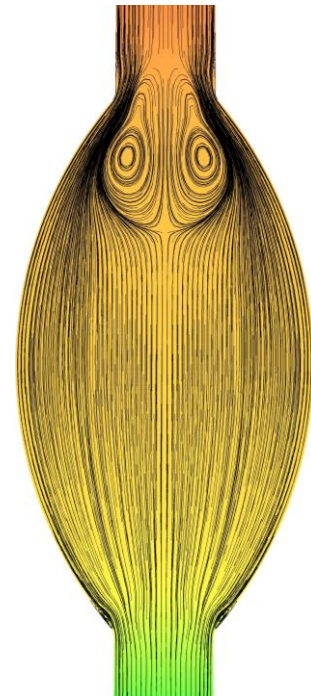


FIGURA 73. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,64 SEG

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

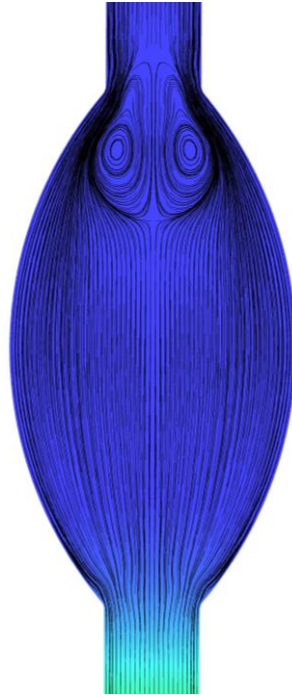


FIGURA 74. SACULAR.
CORRIENTE. T=0,72 SEG

2.3.2. TAWSS y OSI

En este apartado se quiere analizar los parámetros de salida que se presentaron al comienzo del proyecto.

Es importante destacar que, aunque se muestren representaciones en 2D o en 3D, nuestro modelo tiene hasta 3 parámetros de entrada, lo que implica que sólo se podrá dar estimación válida del valor de los parámetros de salida, concretando todos los parámetros de entrada.

Aun así, sí que son relevantes y nos dan una idea de la importancia que tienen en la creación y desarrollo del aneurisma las representaciones gráficas parciales de algún parámetro de salida con uno o varios de entrada.

A continuación, se enseñan los casos más evidentes de correlación entre la entrada y la salida.

TAWSS (Time Averaged Wall Shear Stress)

El estudio del esfuerzo cortante en la pared es de gran importancia pues es clave para predecir la evolución y el estado del aneurisma. A continuación, se analizan los resultados que se han considerado más relevantes. Para los casos de representaciones 3D se ha mantenido un radio de la arteria fijo de 10 mm.

Fusiforme

En la Figura 75 se representa el esfuerzo cortante medio acumulado en el tiempo en la pared aneurismática, frente al radio del aneurisma y la longitud del aneurisma.

Podemos deducir que el radio del aneurisma es crítico, puesto que para valores altos de este, solo se obtienen valores altos del esfuerzo, algo que no ocurre con la longitud, donde también existen valores de esfuerzo bajos para longitud alta.

Esto también se ve reflejado en la figura 77 donde se grafica el TAWSS frente al Índice de dilatación, con una ligera tendencia a crecer según lo hace el índice de dilatación, pero que no supone ningún resultado concluyente.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Por otra parte, se ha representado el TAWSS contra la tasa de deformación, en busca de una correlación directa con un parámetro adimensional (Figura 76) . En este caso se puede extraer una correlación entre TAWSS con el radio y la longitud del aneurisma: cuanto mas ancho y corto es el aneurisma, mayor será el TAWSS y por lo tanto mayor probabilidad tendrá de crecer.

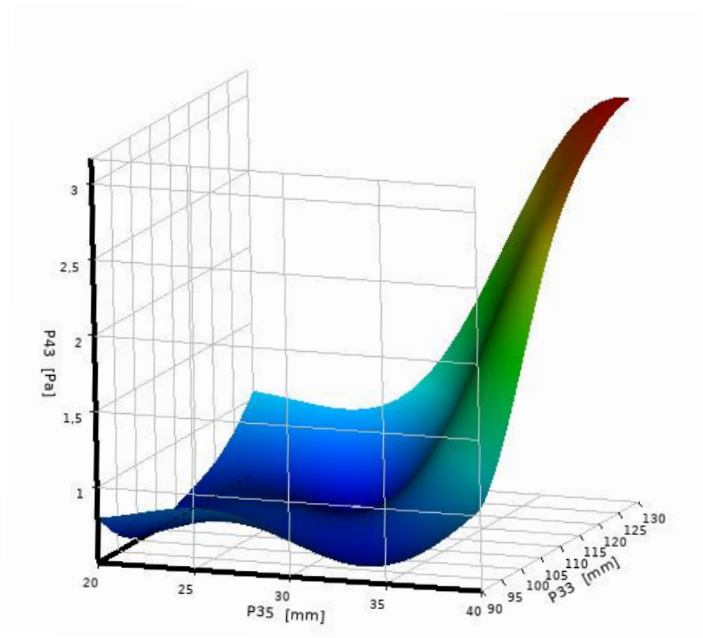


FIGURA 75. SUPERFICIE DE RESPUESTA TAWSS FUSIFORME

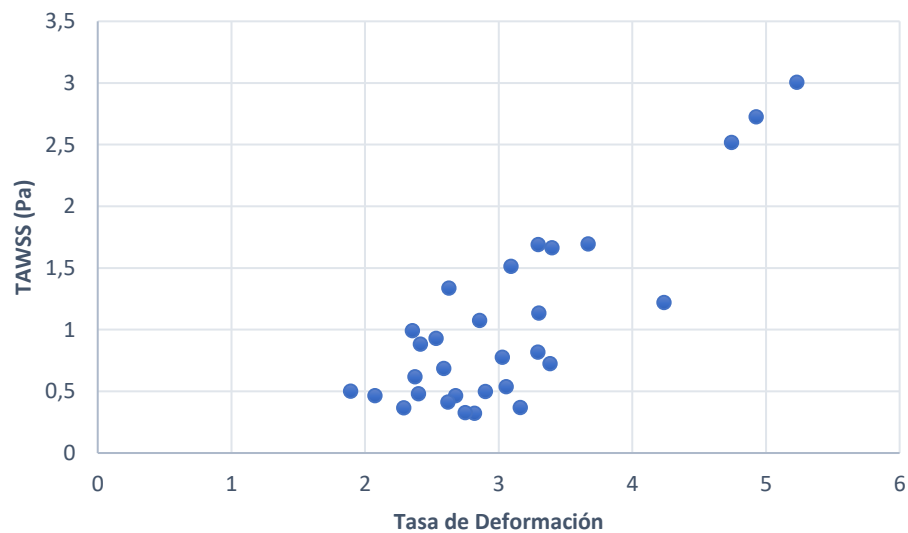


FIGURA 76. CORRELACIÓN ESFUERZO FUSIFORME 1

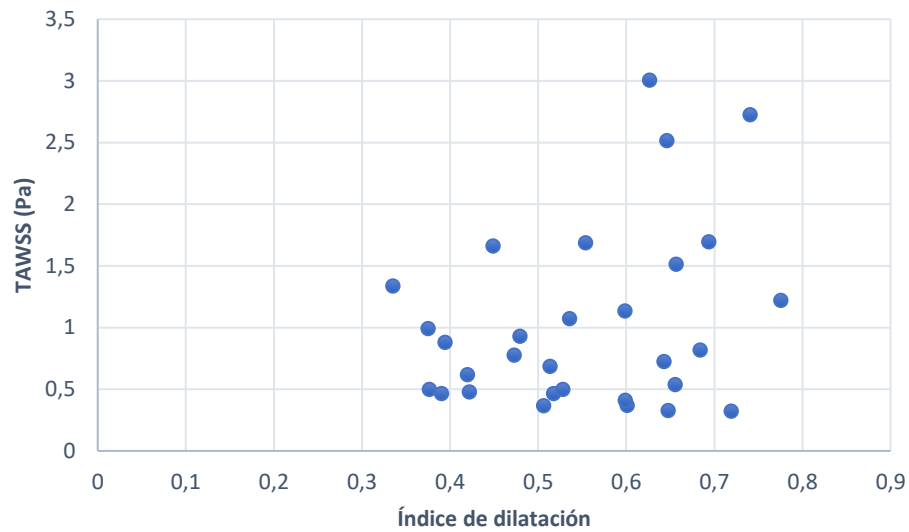


FIGURA 77. CORRELACIÓN ESFUERZO FUSIFORME 2

Sacular

El caso sacular es parecido, aunque no es tan concluyente como el anterior. También se da un pico de TAWSS para valores altos del radio y de la longitud del aneurisma (Figura 78), pero esta vez hay más variabilidad de los dos parámetros. Es decir, para grandes radios hay valores altos y bajos de TAWSS, y de igual manera ocurre para la longitud del aneurisma. Sin embargo, si graficamos como en el apartado anterior el esfuerzo frente a los números adimensionales, encontramos una relación que pone orden a esos valores de TAWSS.

Para índices de dilatación bajos, el TAWSS será mayor (Figura 79). No parece concluyente que ocurra de la misma manera para la tasa de deformación pues existe mucha variabilidad (Figura 80).

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

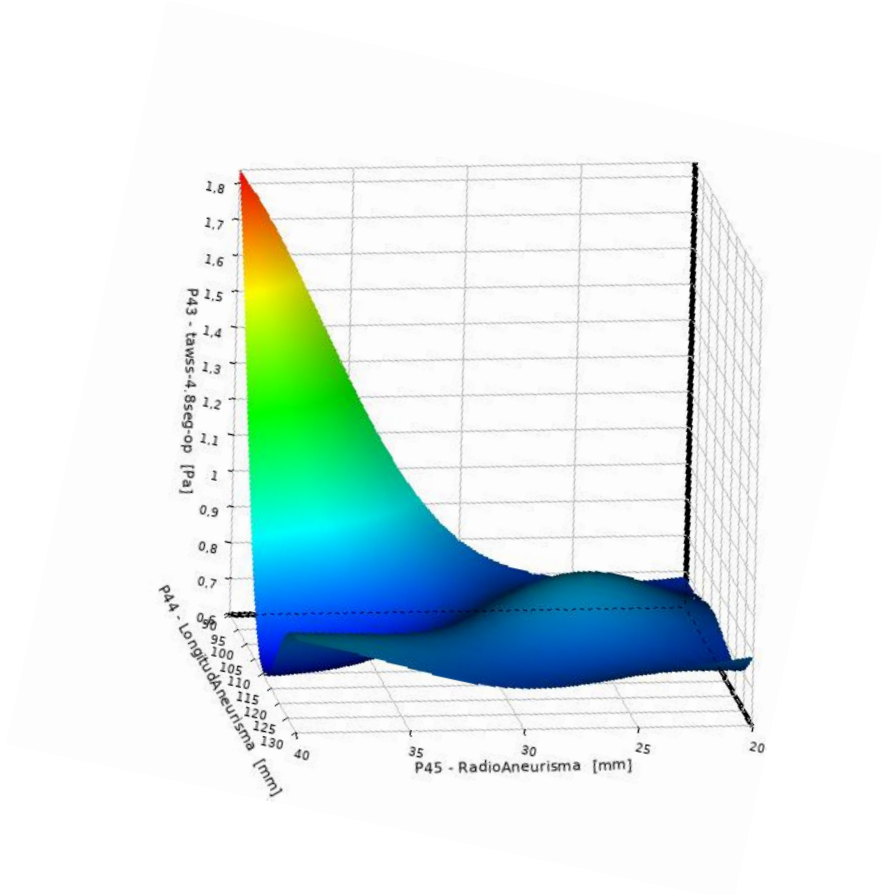


FIGURA 78. SUPERFICIE DE RESPUESTA TAWSS SACULAR

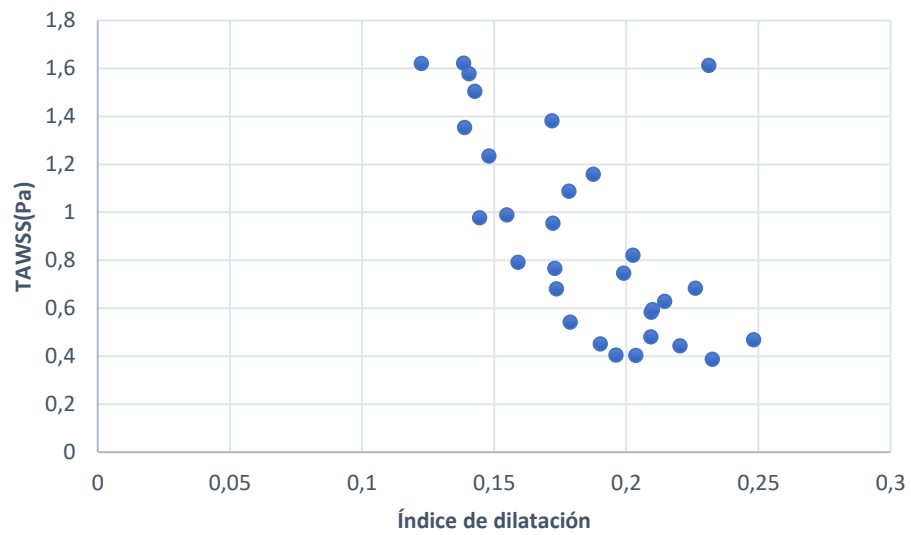


FIGURA 79. CORRELACIÓN ESFUERZO SACULAR 1

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

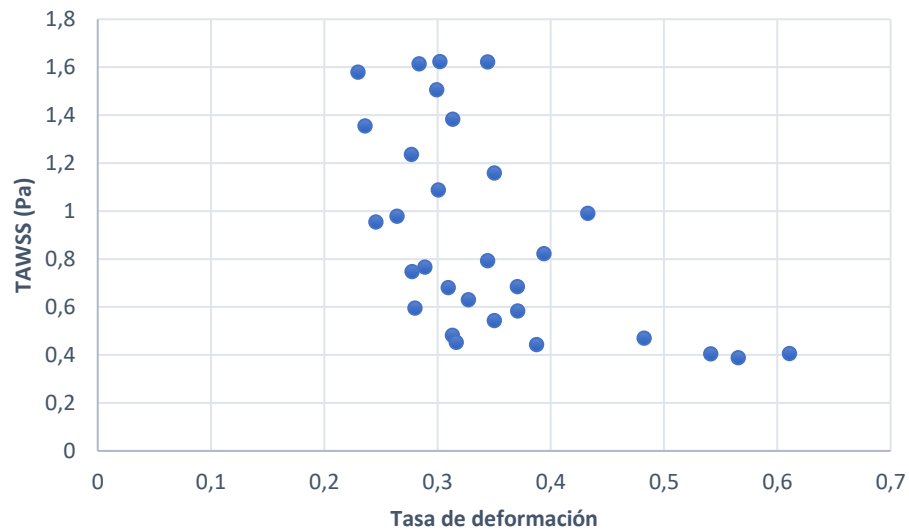


FIGURA 80. CORRELACIÓN ESFUERZO SACULAR 2

OSI (Oscillatory Shear Index)

El análisis del OSI no parece tan evidente. Después de graficar varias superficies 3D, se puede deducir que únicamente tiene un efecto claro sobre el valor del OSI el radio del aneurisma. El resto de parámetros influyen pero no de forma independiente y constante a medida que se combinan los parámetros de entrada.

Fusiforme

En este caso el OSI se mantiene alto para valores de radio del aneurisma bajos, y cae rápidamente para valores altos, situándose un máximo en torno a los 30 mm. En las figuras 82 y 83, relacionadas con números adimensionales, se obtiene como resultado una aparente independencia del OSI con estos valores, pues la pendiente de la recta es nula y existe mucha variabilidad.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

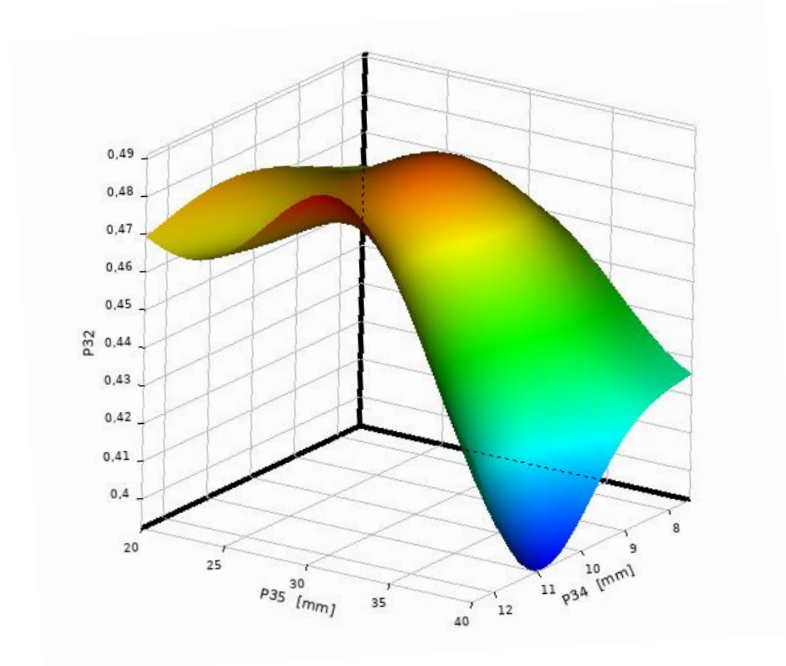


FIGURA 81. SUPERFICIE DE RESPUESTA OSI FUSIFORME

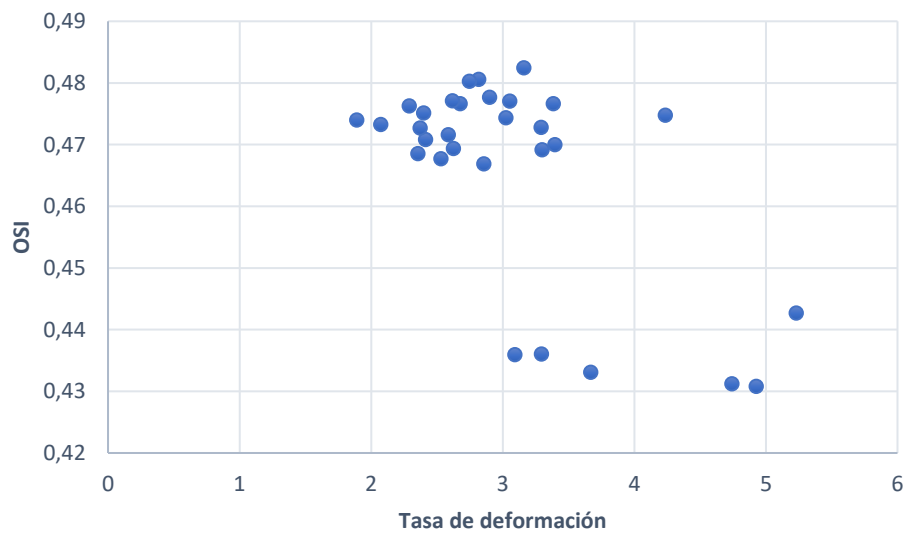


FIGURA 82. CORRELACIÓN OSI FUSIFORME 1

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

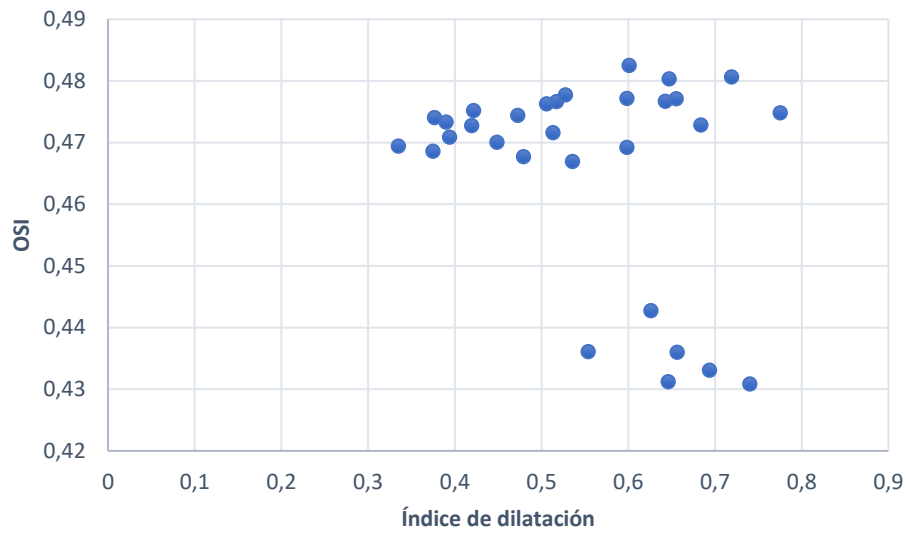


FIGURA 83. CORRELACIÓN OSI FUSIFORME 2

Sacular

Las gráficas XY para el sacular, representada en las figuras 85 y 86, son muy parecidas a las del fusiforme y denotan la misma dificultad para encontrar una correlación con los parámetros adimensionales. En cuanto a la representación 3D (Figura 84) no deja tan claro la dependencia del radio del aneurisma con el OSI, como el modelo fusiforme, pues presenta más variabilidad.

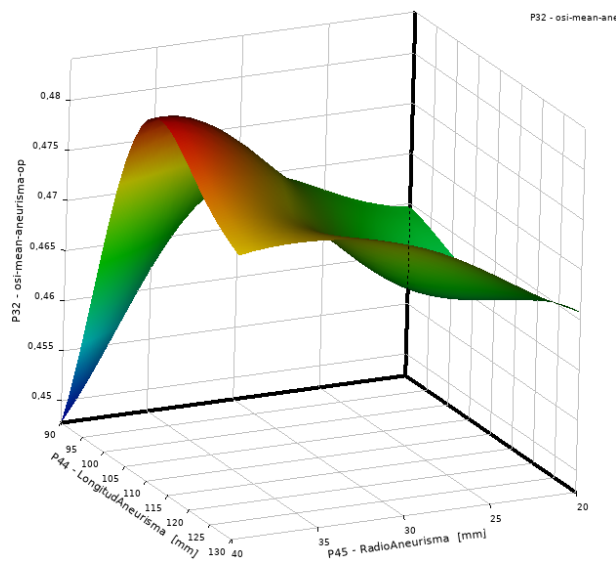


FIGURA 84. SUPERFICIE DE RESPUESTA OSI SACULAR.

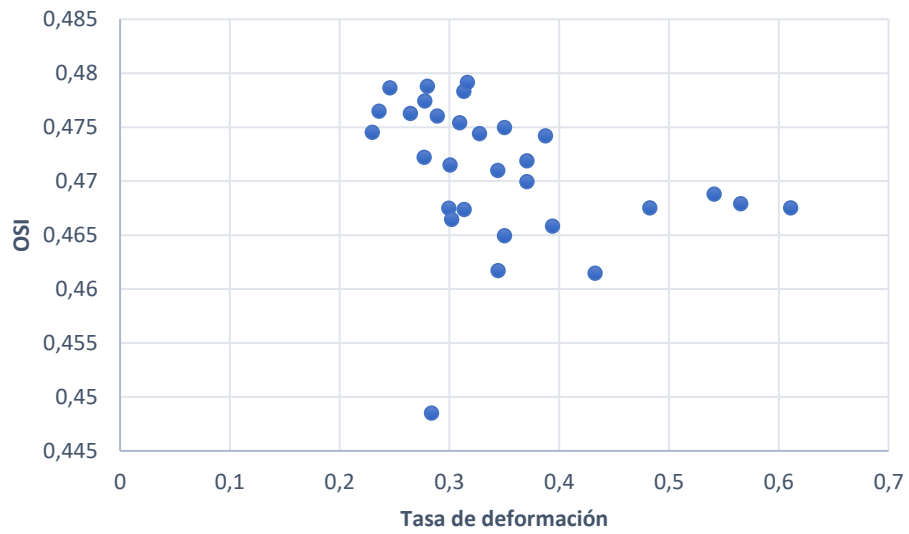


FIGURA 85. CORRELACIÓN OSI SACULAR 1

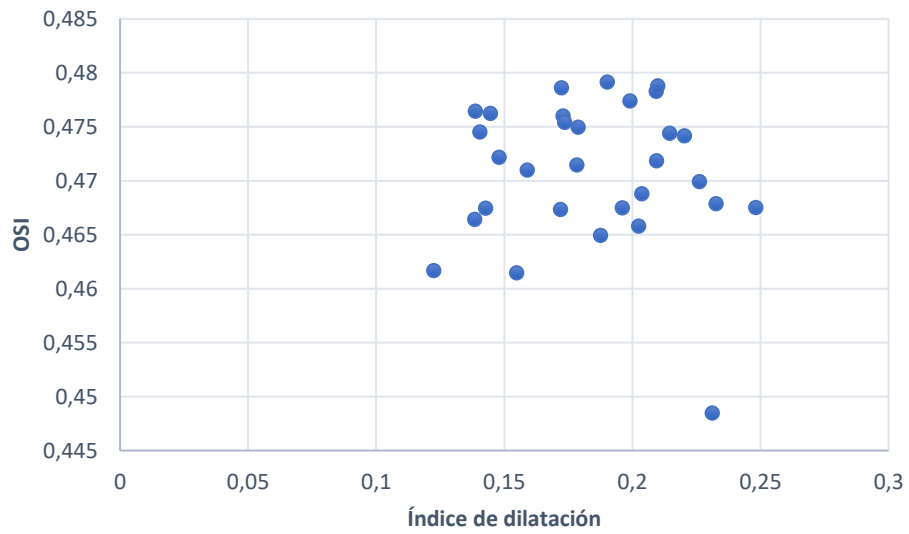


FIGURA 86. CORRELACIÓN OSI SACULAR 2

2.3.4. ROM (Reduced Order Model)

Por último, se quiere obtener un modelo de orden reducido a partir de las simulaciones CFD que nos permita evaluar los parámetros de salida con un coste computacional mínimo.

Supongamos que un paciente presenta un aneurisma aórtico abdominal con una geometría similar al del modelo fusiforme aquí propuesto. Hasta el momento, el médico debía decidir si este aneurisma era crítico y requería operación o no, utilizando como único parámetro el diámetro del aneurisma o el índice de dilatación del mismo (en porcentaje).

Si se dispusiera de una herramienta como la que se presenta aquí, sería posible dar una estimación mucho más precisa del estado en el que se encuentra el aneurisma. El primer paso sería obtener varias imágenes por TAC (y reconstruirlas en una imagen 3D con un software como InVesalius) o una resonancia magnética del aneurisma, y extraer los valores geométricos que aquí hemos definido como parámetros de entrada.

Tan solo haría falta introducir estos valores en la superficie de respuesta para obtener los parámetros de salida, y poder hacer una valoración más fundada del estado del aneurisma en tiempo real:

$L_{arteria}$	$L_{aneurisma}$	$R_{arteria}$	$R_{aneurisma}$	TAWSS	OSI(mean)
250	92,1	7,9	22,5	1,3598	0,4651

FIGURA 87. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA SUPERFICIE DE RESPUESTA

El tiempo invertido en la simulación de ese mismo modelo es de aproximadamente 30 minutos, mientras que el ROM obtiene el resultado en apenas unos segundos.

La diferencia de tiempo en este caso no es tan determinante, pero hay que tener en cuenta que se han ensayado modelos muy simplificados axilsimétricos de tan solo unos pocos miles de celdas. Esto mismo podría realizarse con modelos complejos y pesados que tardaran horas en ejecutarse, y el ROM continuaría dando respuesta en unos pocos segundos.

2.4. Estudio económico

En este apartado se evalúa el impacto económico asociado a la realización de este TFG, en el caso de que no se tratara de un requerimiento académico para completar los estudios de grado.

Costes Directos

Se consideran directos aquellos costes directamente relacionados con la elaboración del TFG. Al utilizar una plataforma únicamente digital para la realización del proyecto, los costes directos materiales son pequeños, siendo los más relevantes los de personal.

A continuación, se detallan los costes directos por materiales.

Ordenador Portátil ACER i7	900 €
Estación de trabajo	1.200 €
Impresión	30 €
Licencia ANSYS Fluent R3	5000 €
TOTAL	7130 €

Para poder definir los costes directos por personal, es necesario plantear la cantidad de horas consumidas en la realización del proyecto, y estimar el sueldo horario que un ingeniero equivalente (junior) recibiría por la realización del mismo.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

Investigación	Repaso de literatura y definición de objetivos	50 horas
Diseño de la simulación	Planteamiento: Geometría, mallados, y condiciones de contorno	100 horas
Ejecución	Validación y simulación del bloque	100 horas
Postprocesado	Extracción de resultados: Superficies de respuesta y análisis de parámetros	50 horas
Redacción	Redacción y revisión del documento.	100 horas
TOTAL		400 horas

En cuanto al desglose de los costes asociados y los honorarios recibidos por un ingeniero junior:

Salario en bruto anual	17.500 €
Seguridad social	6.125 €
Reconocimiento médico	100 €
Cursos de prevención de riesgos	200 €
TOTAL	23.925 €

Teniendo en cuenta que un ingeniero trabaja de media 223 días, con jornada laboral completa de 8 horas, resulta en 1784 horas anuales. Es decir, 13,41 €/hora.

De esta manera se puede calcular el gasto asociado a personal como:

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

$$13.41\text{€/hora} \times 400 \text{ horas} = 5364,35 \text{ €}$$

Si sumamos costes de material y costes de personal, obtendremos los **costes directos totales** del proyecto, que ascienden a **doce mil cuatrocientos noventa y cuatro con treinta y cinco euros**.

Costes indirectos

Se consideran indirectos los costes que no influyen directamente en la simulación, y no pueden ser directamente relacionados con ninguna actividad en concreto.

Uso de instalaciones	200€
Tutoría de proyecto (20 horas)	400 €
Transporte	100 €
TOTAL	700 €

Costes totales

Es sencillo calcular los costes totales como la suma de los dos anteriores, resultando: **trece mil ciento noventa y cuatro con treinta y cinco euros**.

3. Conclusiones

Tras haber finalizado este trabajo, se puede concluir que:

- I. **Los dos modelos** planteados, tanto el fusiforme como el sacular, han sido capaces de adaptarse a todos los casos propuestos. Lo han hecho modificando su geometría, mallado, y condiciones de contorno para adaptarse a las exigencias de los parámetros geométricos de entrada, de forma que no es necesario abrir Fluent para modificar su comportamiento.
- II. **La simulación CFD** ha corrido sin incidencias, en un tiempo aproximado de 16 horas por cada diseño de experimentos, y completando los 4 ciclos cardiacos por modelo que se exigían sin fallo. Esto ha sido posible hacerlo sin necesidad de modificar en ningún instante de la simulación los modelos de forma manual, y simulando y guardando los resultados de manera automatizada.
- III. Los casos simulados en bloque han ofrecido suficientes datos para **construir un modelo de orden reducido fiable** mediante una superficie de repuesta. Este ROM, es capaz de dar un resultado muy similar al que se obtendría al simular un modelo con los mismos parámetros de entrada en un tiempo muy inferior.

A pesar de la sencillez de los modelos aquí propuestos, y la inviabilidad de su puesta en práctica tal y como se presentan en este trabajo, **se han plantado las bases para la creación de una herramienta útil, sencilla y económica** de diagnóstico, que podría ser de gran ayuda a medida que la complejidad del modelo crezca, aumentando también el número de parámetros de entrada, y acercándose así cada vez más a la realidad del paciente.

3.1. Propuestas de futuro

Como ya se ha dicho, este trabajo no pretende dar una herramienta válida y funcional, pero sí mostrar cómo se ha de proceder y dar una solución posible a los problemas pueden surgir al abordar este tipo de proyecto.

De la misma manera, en este apartado se pretende dar posibilidades de desarrollo para poder alcanzar ese nivel de adecuación a la realidad del paciente que antes se ha mencionado. Aquí se mencionan algunas ideas:

Modelos capaces de representar asimetría: Bien a través de modelado 3D (esto supondría un gasto computacional mucho mayor a la hora de generar el ROM), o a través de coeficientes de asimetría sobre modelos 2D axilsimétricos.

Variación de las condiciones de contorno: Al igual que el código que rige los perfiles de presión y velocidad es dependiente del radio de la arteria, siendo este variable, también es posible modificar el perfil con un parámetro externo. Esto podría ser especialmente útil para pacientes que sufren de hipertensión o una insuficiencia cardíaca, siendo tratados de cara al ROM de igual manera que se han tratado los parámetros geométricos en este proyecto.

Propiedades del fluido: En este trabajo se ha aproximado la sangre a un fluido newtoniano, pero esto no es del todo cierto. Se podría ajustar la viscosidad de la sangre anclando tablas en función del esfuerzo en Fluent. Además, e incidiendo una vez más en la parametrización por paciente, la sangre puede tener diferentes viscosidades y densidades (asociadas a patologías o simplemente a la edad del paciente) datos fácilmente obtenibles a través de pruebas de laboratorio. Esta viscosidad es crítica si, además, no se tiene en cuenta la condición de no deslizamiento en las paredes del vaso para calcular el esfuerzo cortante en la pared, como se ha hecho en este trabajo.

Interacción sólido fluido (FSI): Este campo escapa del área de conocimiento desde el que parte este trabajo, pero las técnicas de simulación acopladas cada vez son más potentes, y podrían ser de gran ayuda en pacientes con paredes vasculares anormales por patologías como la arterosclerosis. Parametrizando la rigidez de las paredes de forma que para el personal sanitario sea igual de sencillo modificar este parámetro como cualquier otro anteriormente mencionado.

Desarrollo de una aplicación: Si se pretende que sea utilizado por personas completamente ajenas al mundo de la informática y la simulación por ordenador, es necesario crear una interfaz sencilla que permita personalizar los parámetros a tener en cuenta, mostrar y analizar los resultados obtenidos y almacenarlos como parte del historial médico del paciente.

Estas son tan sólo algunas propuestas de mejora que han surgido a lo largo de este TFG pero que nos hemos visto obligados a rechazar por falta de tiempo y recursos. Una simulación en bloque capaz de ser representativa de un aneurisma real supondría un gasto computacional altísimo que no podemos asumir a un nivel académico, pero que, llegando a ser una realidad, daría aún más valor a la potencia y rapidez del modelo de orden reducido.

Bibliografía

- Afkari, Damon. 2015. «Pulsatile blood flow interaction with arterial walls of aorta : autoregulation and impedance pressure boundary condition and its biomedical applications». Universidad Politécnica de Madrid.
- ANSYS. s. f. «Fluent Theory Guide».
- C.Montgomery, Douglas. 2013. *Design and Analysis of Experiments*. Eight. Arizona State University: Design and Analysis of Experiments Eighth Edition DOUGLAS C. MONTGOMERY Arizona State University John Wiley & Sons, Inc.
- E.P.Box, George, y Norman R. Draper. 2007. *Response Surfaces, Mixtures, and Ridge Analyses*. Second. Madison, Wisconsin: John Wiley & Sons, Inc.
- Hale, B Y J F, D A McDonald, y J R Womersley. 1955. «Velocity profiles of oscillating arterial flow, with some calculations of viscous drag and the Reynolds number.» *Department of Physiology, St Bartholomew's Hospital Medical College, London*, n.º 23: 629-40.
- Kruchten, Tim Van. 2015. «CFD Modeling of Abdominal Aortic Aneurysms». Delft University of Technology.
- Lassila, Toni, Andrea Manzoni, Alfio Quarteroni, y Gianluigi Rozza. 2014. *Model Order Reduction in Fluid Dynamics: Challenges and Perspectives. Reduced Order Methods for Modeling and Computational Reduction*. https://doi.org/10.1007/978-3-319-02090-7_9.
- MA, Jieyan. 2013. «Development of Numerical Tools for Hemodynamics and Fluid Structure Interactions». University of Manchester.
- Martin, David M., Eoin A. Murphy, y Fergal J. Boyle. 2014. «Computational fluid dynamics analysis of balloon-expandable coronary stents: Influence of stent and vessel deformation». *Medical Engineering and Physics* 36 (8): 1047-56. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.05.011>.
- MUSC. 2019. «Aneurysms». Medical University of South Carolina. 2019.
- Netter, Frank H. 2018. *Atlas of Human Anatomy*.
- Richard E Klabunde. 2012. *Cardiovascular Physiology Concepts*. Second. Ohio University College: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schanzer, Andres, y Louis Messina. 2012. «Two Decades of Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: Enormous Progress With Serious Lessons Learned». *Journal of the American Heart Association* 1 (3): 1-6. <https://doi.org/10.1161/jaha.111.000075>.
- Soudah, E, G Vilalta, M Bordone, F Nieto, J A Vilalta, y C Vaquero. 2015. «Estudio paramétrico de tensiones hemodinámicas en modelos de aneurismas de aorta abdominal». *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería* 31 (2): 106-12.

Modelado de aneurismas abdominales mediante dinámica de fluidos computacional. Estimación rápida de parámetros hemodinámicos.

<https://doi.org/10.1016/j.rimni.2014.02.003>.

Vilalta-alonso, Guillermo, Félix Nieto-palomo, Carlos Vaquero-puerta, Laurentiu Mihai-Lipsa, José A. Vilalta-alonso, y María Ángeles Pérez Rueda. 2015. «Predicción del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal .» Valladolid.